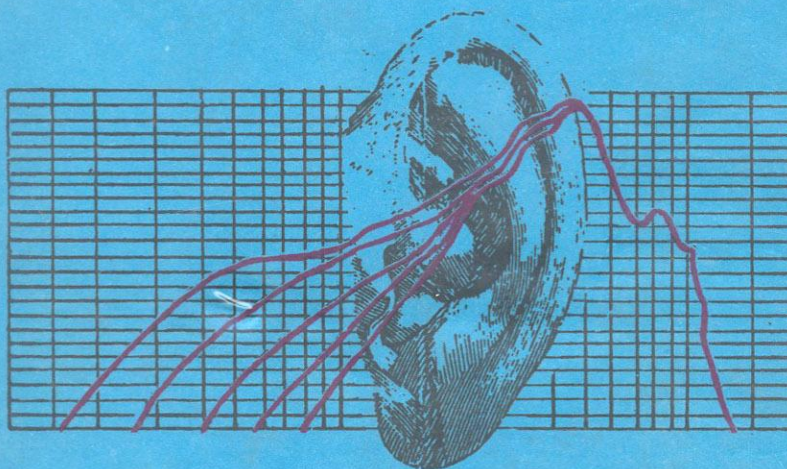


AUDIOPROTESIS

**enfoque médico
fonoaudiológico
y electroacústico**



Dr. Yankel Pasik y colaboradores



EL ATENEO

AUDIOPROTESIS

ENFOQUE MEDICO,
FONOAUDIOLOGICO Y
ELECTROACUSTICO

YANKEL PASIK

Médico otorrinolaringólogo

Docente autorizado en Otorrinolaringología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Buenos Aires. Director Médico Administrativo de la Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos. Miembro de la Comisión Nacional de Lucha contra la Sordera

Y COLABORADORES

REIMPRESION



LIBRERIA "EL ATENEO" EDITORIAL
BUENOS AIRES - LIMA - MEXICO - BARCELONA

Advertencia importante:

El **derecho de propiedad** de esta obra comprende para su autor la facultad de disponer de ella, publicarla, traducirla, adaptarla o autorizar su traducción y reproducirla en cualquier forma, total o parcialmente, por medios electrónicos o mecánicos, incluyendo fotocopias, grabación magnetofónica y cualquier sistema de almacenamiento de información.

Por consiguiente, nadie tiene facultad a ejercitar los derechos precitados sin permiso del autor y del editor, por escrito.

Los infractores serán reprimidos con las penas del artículo 172 y concordantes del Código Penal (arts. 2, 9, 10, 71, 72 ley 11.723).

Queda hecho el depósito que establece la ley N° 11.723.

© 1994, "EL ATENEO" Pedro García S. A.

Librería, Editorial e Inmobiliaria, Florida 340, Buenos Aires.

Fundada en 1912 por don Pedro García.

ISBN 950-02-0311-1

Impreso en Gráfica Antonelli,
Basavilbaso 948, Lanús Este,
provincia de Buenos Aires,
el 5 de abril de 1994.
Tirada: 1.000 ejemplares.

IMPRESO EN LA ARGENTINA

COLABORADORES

Abal de Cárrega, Laura E.

Fonoaudióloga.

Jefa del Servicio de Fonoaudiología, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Bustamante, Arturo

Médico O. R. L.

Profesor titular de la Carrera de Fonoaudiología, Escuela de Disciplinas Paramédicas, Facultad de Medicina, Universidad del Salvador.

Cantiano, Noemí

Profesora Normal en Deficientes del Oído, la Voz y la Palabra.

Encargada del área Reeducción, Servicio de Fonoaudiología, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Jarchio de Peralta, María Teresa

Profesora Normal en Deficientes del Oído, la Voz y la Palabra.

Área Reeducción, Servicio de Fonoaudiología, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Cristiani, Horacio E.

Ingeniero Electrónico.

Jefe del Servicio Técnico, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Jaime, Enrique P.

Médico O. R. L.

Subdirector Médico-Técnico, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Médico del Servicio de O. R. L., Hospital Nacional "Prof. Dr. Alejandro Posadas".

Lauberer de Ménguez, Matilde E.

Doctora en Fonología.

Encargada de enseñanza de la Carrera de Fonoaudiología, Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires.

Lissin de Boffi, Mabel

Fonoaudióloga.

Subjefa del Servicio de Fonoaudiología, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Muñoz, Alberto F.

Médico O. R. L.

Jefe del Servicio Médico, Mutualidad de Hipoacúsicos.

Médico del Servicio de O. R. L., Hospital Municipal de Agudos "Teodoro Alvarez".

Ventura de Monzón, Ana María

Fonoaudióloga.

Jefa del Área Interior, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Villanueva de Sanz, Nilda

Fonoaudióloga.

Encargada del Área Investigación y Desarrollo, Servicio de Fonoaudiología, Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos.

Wainerman, Hugo A.

Ingeniero Electrónico.

Profesor titular de la Carrera de Fonoaudiología, Facultad de Ciencias de la Recuperación Humana, Universidad del Museo Social Argentino.

Wainerman, Jaime

Ingeniero en Telecomunicaciones.

Ex profesor titular de la Carrera de Fonoaudiología, Facultad de Ciencias de la Recuperación Humana, Universidad del Museo Social Argentino.

Zubizarreta de Fernández, Alicia

Fonoaudióloga.

Profesora titular y adjunta de la Carrera de Fonoaudiología, Facultad de Ciencias de la Recuperación Humana, Universidad del Museo Social Argentino.

RECONOCIMIENTOS

Cuando un libro sale a la luz hay una gran cantidad de gente que de una u otra forma han colaborado para su realización y no figuran entre sus autores.

Son aquellos que nos han acompañado concurriendo a nuestros cursos y clases; son también aquellos que formaron parte del personal profesional de la M. A. S. y con su afecto y su sapiencia nos ayudaron a recorrer esas primeras y difíciles etapas; son profesionales amigos que por razones de compaginación de este libro no tuvieron cabida hoy pero, a través de los años, nos acompañaron en nuestra tarea docente.

En fin, ¡cuántos desde el anonimato están detrás de estas páginas!
Quede para ellos mi más profundo agradecimiento.

Especial reconocimiento para quienes con enorme empeño realizaron una buena parte de la organización del libro y la tediosa tarea de corrección de las pruebas de galera: ellas son las Fonoaudiólogas Laura E. Abal de Cárrega y Mabel L. de Boffi.

Nuestra secretaria, Adriana Balaguer, tuvo a cargo el tipear, con todo cariño, los 13 capítulos de este libro.

También nuestro agradecimiento a "El Ateneo", quienes han confiado en nosotros y han puesto su importante editorial en la realización de la difícil empresa que es hoy en día la impresión y distribución de un libro.

Y por fin "los grandes sacrificados": nuestras familias. Esas horas que les hemos "robado", están aquí...

A todos, mis más sentidas gracias.

Dr. Yankel Pasik

PROLOGO

Es muy satisfactorio que se den a luz libros que abarcan áreas que adquieren jerarquía en razón del progreso. Este libro cabe en esta apreciación y por descontado que su contenido de calidad y su orientación son de primer nivel. No podía ser de otro modo teniendo en cuenta los colaboradores y el modestamente auto-titulado coordinador. En realidad no es así, el dirigir esta laboriosa tarea de varios cursos y haber tenido la idea de crearlos y luego de publicarlos es un mérito excepcional; no se dirige una buena orquesta con un mal director. Felicitamos pues al Dr. Yankel Pasik y por supuesto a los colaboradores que supo elegir para alcanzar su objetivo; conocemos a la mayoría de ellos lo cual nos permite hacer esta afirmación y por otra parte la lectura del texto afirma este concepto.

El tema es de importancia capital, no sólo para quien como técnico en esa rama desee adquirir competencia, sino para los otólogos y también profesionales de ramas afines, a quienes les es muy útil. Este tema no me es desconocido, pues en 1950 fui como relator al Congreso de la Societas Latina de O. R. L. reunido en Lausana, Suiza, sobre "Prótesis auditivas amplificadoras electroacústicas. Otoamplifono o audioplifono" publicado además, en la *Revista Otolaringológica* en 1951 en castellano. Allí explicábamos, como lo hacen los autores de este libro, que la indicación terapéutica consecutiva al examen, al diagnóstico y la valoración de las posibilidades corresponden a un acto médico y en este caso al otólogo preferentemente. Y luego se consideraron las facetas más importantes del problema audiológico.

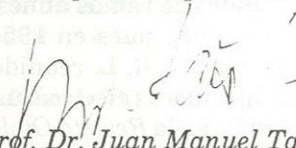
Por otra parte la cátedra que dictaba era de otología para graduados y de fonoaudiología, y en los servicios que dirigí en los hospitales Rivadavia y Rawson existían secciones de cada uno de los aspectos de la audiolología y naturalmente de selección de prótesis auditivas. Esto me permite poder aquilatar en todo su valor la creación de la especialización de "audioprotésista". Los conocimientos y progresos del punto de vista electroacústico y la aparición de prótesis implantables como lo especifican los autores, originan situaciones especiales que el médico debe evaluar y que el audioprotésista debe conocer; todo esto y los conocimientos fundamentales están expuestos con suma claridad y sencillez por los ingenieros cuya calidad es reconocida. Este es un buen capítulo que debe ser bien estudiado. El molde de oído cuya importancia se conoce desde largo tiempo, está expuesto con todo detalle como es necesario para un audioprotésista. La audiolología con orientación protésica de la Dra. en Fonología Lauberer de

Menguez es una excelente lección como es habitual en ella. Es otro capítulo para impregnarse bien, lo mismo que el referente al niño de la Prof. Peralta y la Fonoaudióloga Sanz. Luego se entra ya en materia con excelentes capítulos que conducen de la mano al aspirante a audioprotesista o al novel, y aún el que tiene práctica encontrará cosas útiles que le servirán para salir airoso en los casos difíciles y sobre todo saber hasta donde puede ser útil el audífono.

Los métodos objetivos, tan modernos, son descriptos con claridad y son de indispensable conocimiento para el especializado.

El asesoramiento ofrecido es de una realidad veraz y de importancia singular. Esto debe conocerlo también el médico que indica o aconseja. Los métodos prescriptivos de selección, las adaptaciones especiales, la audición binaural completan los conocimientos indispensables. Pero para terminar debo decir que hace falta que este tema se trate y se difunda para los médicos, en especial para los otólogos en los que existe una actitud pasiva e indiferente inexplicable.

Reitero que los autores y el excelente Director merecen los plácemes por este esfuerzo de personas que han trabajado firme y adquirido una experiencia apreciable. Este libro no sólo es indispensable para el audioprotesista sino para el médico y todo aquel vinculado al problema de la rehabilitación protésica del hipoacúsico, debido al enfoque completo del problema.



Prof. Dr. Juan Manuel Tato

INTRODUCCION

Perder alguno de los sentidos que nos contactan con el mundo exterior es uno de los serios problemas que puede presentar el ser humano. Buscar paliar esta situación es una meta que se ha trazado la medicina a través de los tiempos.

La otorrinolaringología no ha permanecido ajena a esto; nos compete el área del lenguaje y de la audición, componentes primordiales de nuestro comportamiento social.

Hemos enfrentado a la discapacidad auditiva por medios clínicos, quirúrgicos y de rehabilitación.

Este libro encara, dentro de esta última disciplina, una forma de solucionar los trastornos que produce la hipoacusia: adaptar un elemento amplificador electroacústico a un enfermo con sordera.

Desde el tubo acústico que prestó su gran utilidad a sordos ilustres, a prótesis auditivas minúsculas que se insertan totalmente en el C. A. E. o en la mastoides, el camino recorrido ha sido arduo.

Gran parte de él lo hemos realizado acompañados por los ingenieros electroacústicos quienes han sido los encargados de microminiaturizar los componentes del audífono dando, a la vez, mayor fiabilidad a la amplificación y creando todo tipo de argucias técnicas, buscando ampliar el campo de la adaptación de las prótesis auditivas.

Pero para esta adaptación debía haber personal idóneo que pudiera cumplir los requisitos de seleccionar el otoamplífono que les fuese útil al paciente. Así nace una especialización, en el caso de nuestro país, dentro de la fonoaudiología, que es la de audioprotesista. También esta rama vio crecer, con el tiempo, métodos de selección en adultos y niños que se fueron adaptando al desarrollo tecnológico y a las necesidades, cada día mayores, de incorporar la amplificación auditiva a un número creciente de hipoacúsicos elaborando nuevas técnicas de selección.

Profesores de sordos, abogados, psicólogos han sido requeridos en muchas oportunidades por los complejos problemas que trae el audífono en diferentes campos, y que nos están hablando que, cada día más, su adaptación requiere un equipo bien entrenado para un fin tan específico.

Dentro de este equipo la función del médico ORL es la de indicar el momento de la prescripción de la audioprótesis y evaluar los resultados finales de esa indicación. Insoslayable responsabilidad que debe aceptar conociendo todo el largo recorrido que lleva a esa adaptación.

Es para todos los que de una u otra forma intervienen en este apasionante tema y, fundamentalmente, para aquellos que dan sus primeros pasos en esta especialización, que va dirigido este libro.

En esencia es un resumen de los cursos y clases que se han dado en la M. A. S. a lo largo de los años, donde germinó, también en años, la idea de este libro que reúne a un grupo de buenos amigos y colaboradores que han tenido la gentileza de acompañarme. Es de ellos todo el valor de estas páginas; simplemente me ha tocado a mí la grata tarea de coordinar este enorme esfuerzo.

No quiero terminar estas palabras de introducción sin recordar a todos aquellos que nos precedieron en los primeros tiempos del estudio del difícil tema de los audífonos. Prefiero no hacer nombres para no caer en la ingratitud de algún olvido, pero todos ellos tienen nuestro agradecimiento por haber despertado en nosotros ésta tan loable inquietud por una rama de la ciencia hoy tan joven: la adaptación de audífonos.

INDICE

I.	Indicaciones clínicas de los audífonos	1
II.	Características electroacústicas de los audífonos	9
III.	El molde de oído	47
IV.	Audiología con orientación protésica en el adulto	87
V.	Audiología con orientación protésica en el niño	104
VI.	Métodos subjetivos de selección de audífonos en el adulto	123
VII.	Métodos subjetivos de selección de audífonos en el niño	152
VIII.	Métodos objetivos de selección de audífonos	186
IX.	Métodos prescriptivos de selección de audífonos	212
X.	Audición biaural. Adaptaciones especiales	240
XI.	Rehabilitación del paciente equipado	254
XII.	Asesoramiento y orientación al usuario de audífono	268
XIII.	Audioprótesis hoy	288

I

INDICACIONES CLINICAS DE LOS AUDIFONOS

*Dr. Yankel Pasik
Dr. Enrique P. Jaime
Dr. Alberto F. Muñoz*

I) INTRODUCCION

Un capítulo importante dentro del tratamiento de las hipoacusias es el de las prótesis auditivas, siendo la prescripción de las mismas, resorte exclusivo del médico otorrinolaringólogo.

En la indicación de un otoamplifono, se deben tener en cuenta los siguientes elementos:

- a) Estado clínico general del enfermo.
- b) Examen otorrinolaringológico completo.
- c) Información suministrada por las pruebas complementarias.

En una estadística, aproximadamente de 7.000 pacientes equipados al año, se encontró el siguiente porcentaje de hipoacusias:

- a) Conductivas: 4%
- b) Perceptivas: 77%
- c) Mixtas: 19%

Se sabe que al paciente con trastornos conductivos, se le puede ofrecer, en muchos casos, tratamientos medicamentosos, quirúrgicos y, llegado el momento de un equipamiento protésico, los resultados son en general muy buenos.

No sucede lo mismo con el enfermo que presenta un trastorno perceptivo; por lo común, es sólo el audifono el recurso que tiene para paliar su dolencia. Se conocen los dos graves inconvenientes que existen para equipar una hipoacusia perceptiva: **el desequilibrio de frecuencias** (enmascaramiento de las frecuencias agudas al amplificar las graves) y **el reclutamiento** (trastornos de discriminación).

II) CUANDO INDICAR EL USO DEL AUDIFONO

Debe adaptarse un audifono a todo paciente que **presenta una hipoacusia social u ocupacional** (Northern, 1979). Este criterio tan amplio responde a la realidad cotidiana, pudiéndose agregar que audiométricamente es candidato a usar un audifono **aquel paciente que presenta una pérdida auditiva de 25 dB HTL, promedio de ambos oídos, en las frecuencias**

conversacionales. Nunca se debe olvidar la comparación entre las ventajas e inconvenientes en su uso.

Con el importante desarrollo actual en la fabricación de audífonos los conceptos tradicionales de hace unos años, que decían, por ejemplo:

“Las presbiacusias casi nunca se equipan con éxito”

“Equipar un solo oído”

“No prescribir audífono con audición normal en un oído y cofosis en el contralateral”

“Equipar cuando el déficit bilateral promedio de las frecuencias conversacionales es mayor de los 30 dB HTL”,

hoy en día no pueden ser tomados en cuenta en forma generalizada, sino que se deben tener presente las necesidades de cada uno de nuestros pacientes:

- Tipo de ambiente en el cual se desenvuelve.
- Profesión u ocupación.
- Edad.
- Estado general.

Se ve a diario, cada vez más, pacientes equipados muy satisfactoriamente en:

- Hipoacusias perceptivas.
- En forma binaural.
- Con sistemas CROS-BICROS.
- Caídas abruptas bilaterales en las frecuencias agudas.

Para la elección del tipo de audífono no se debe dejar pasar por alto las consideraciones personales subjetivas, tales como:

- 1) Cualidades del sonido amplificado (si es confortable o no).
- 2) Capacidad del paciente para el manipuleo de los controles del audífono aconsejado.
- 3) Requerimientos estéticos (si el paciente rechaza el tipo de audífono aconsejado a pesar de las valiosas pruebas acústicas objetivas realizadas, **no lo va a usar**).

III) OIDO A EQUIPAR

Clásicamente se admite lo siguiente:

- 1) En hipoacusias menores de 60 dB HTL en ambos oídos, se equipa el peor.
- 2) En hipoacusias mayores de 60 dB HTL en ambos oídos, se equipa el mejor.

Este concepto tiene un valor muy relativo, puesto que tienen mayor importancia los problemas de:

- Discriminación.
- Reclutamiento.

El equipamiento binaural, que será tratado en otro capítulo, es beneficioso para la localización de la dirección del sonido y para mejorar la discriminación de la palabra en ambientes ruidosos.

En cuanto a la vía, se utiliza habitualmente la aérea, pero en un 2% de los casos se equipa por vía ósea, por las siguientes causas:

- Disgenesias de oído externo y medio.
- Hipoacusias conductivas o mixtas con un gran componente conductivo.
- Supuraciones crónicas incohercibles o grandes cavidades quirúrgicas (radicales o fenestraciones).
- Pacientes acostumbrados durante años a esa vía (les resulta más confortable que la aérea).

Para este tipo de equipamiento se cuenta con: **audigafas, audífonos de caja y retroauriculares** (Ver Capítulo: Métodos subjetivos de selección de audífonos en el adulto).

Una variedad reciente es la del **conductor óseo implantable** (Hough, 1986), que consta de:

- 1) porción implantable (titanio) en la cortical del hueso temporal, la cual conduce el sonido por vía ósea, al oído interno.
- 2) porción externa, que es una bobina electromagnética unida por un cordón al procesador.
- 3) procesador de sonido, que consta de un micrófono, circuito amplificador y batería.

Los candidatos para esta variedad especial de equipamiento por vía ósea, deben ser pacientes altamente motivados e informados de las ventajas:

- No lleva vincha.
- El rendimiento es algo mejor que la vía ósea común, sobre todo en lo referente a la amplificación de frecuencias agudas,

y de las desventajas:

- Es un procedimiento quirúrgico, con sus riesgos y complicaciones.

Se cree que este sistema todavía está en una etapa de experimentación, pudiendo llegar a ser una alternativa, a tener en cuenta, en aquellos pacientes posibles de ser equipados por vía ósea.

En cuanto a la necesidad de equipamiento de pacientes que fueron operados, se tomó un grupo al que se le había realizado los siguientes tipos de cirugías:

- a) Fenestración (9 casos)
- b) Timpanoplastías, en sus diversos tipos (9 casos)
- c) Operación radical (11 casos)
- d) Estapedectomía (71 casos)

En este trabajo, (Pasik y "cols", 1986) se halló que el otro oído (el no equipado) presentaba las siguientes características:

- 1) Mayor hipoacusia (o anacusia) = 69%
- 2) Intervención quirúrgica (bilateral) = 34%

Se prefiere la conducta de evitar el equipamiento del oído operado, para no tener complicaciones con el molde, con el conducto u otro tipo de secuela quirúrgica. No obstante, en los pacientes equipados en el oído operado previamente, se han obtenido resultados (ganancia, confort, rendimiento) similares al total de pacientes. Los inconvenientes se presentan en los conductos auditivos externos muy modificados, o en las grandes cavidades quirúrgicas, para la impresión y la adaptación del molde de oído.

Otra variante, en investigación en el Japón, es el **implante parcial de oído medio** (Suzuky y Naoaki, 1989). Los candidatos pueden ser pacientes con una otitis crónica, en los cuales la timpanoplastia ha dejado una pérdida auditiva que debiera ser equipada. También se incluyen las anomalías congénitas de oído medio. La audición por vía ósea debe estar entre 20 y 40 dB.

Este implante de oído consta de:

a) vibrador cerámico, para ser fijado en la cabeza o en la platina del estribo. Este transforma las señales eléctricas en vibraciones del estribo, e ingresan hacia el oído interno.

b) parte externa: símil audífono retroauricular, que tiene micrófono, amplificador, conductor de inducción, batería y un magneto que lo sostiene en la posición correcta.

Las ventajas de este implante respecto al audífono convencional, parecen ser:

- mínima retroalimentación acústica.
- mejor discriminación, por mejor ganancia en las frecuencias agudas.
- mejor fidelidad.

IV) CONTRAINDICACIONES

Las únicas contraindicaciones serán:

- mala tolerancia a todo tipo de amplificación en casos de intenso reclutamiento.
- enfermedades mentales, en las cuales no se pueda conseguir que el paciente lo use.

En las hipoacusias acompañadas de acúfenos, el 71% de pacientes equipados, manifiesta una disminución o desaparición del mismo, no encontrando en ningún caso un agravamiento (Jaime y "cols", 1986).

Respecto al trauma acústico como consecuencia del uso de audífono, es una situación totalmente excepcional en el adulto; pero debe ser tomada muy en cuenta en el equipamiento de niños, en los cuales, a veces, es difícil

obtener con certeza el umbral auditivo; por lo tanto el equipamiento se hace aún más dificultoso. En estos casos se deben utilizar los métodos objetivos de selección:

- Impedanciometría.
- Bera audiológico.
- Ganancia de inserción.

Es conveniente, en estos casos, que los audífonos posean control automático de ganancia (AGC).

V) INFORMACION A TRANSMITIR A LA AUDIOPROTESISTA

Es necesario subrayar que el otólogo es quien indica qué audífono es el más conveniente para el paciente, en relación a la correcta selección realizada por la audioprotesista. Se ve, con demasiada frecuencia, la poca información que recibe ésta por parte del médico O.R.L.

Los datos que debe conocer son:

- Patología del paciente que pudiera incidir en el equipamiento.
- Estado del conducto auditivo externo (cicatrices, eczemas, etc.)
- Estado del oído medio (perforación timpánica, otitis crónica, cavidades quirúrgicas, etc.)
- Información complementaria sobre la evolución de la hipoacusia y futuras intervenciones quirúrgicas a realizar.

Cuando el paciente equipado experimenta:

- mejoría en la percepción de la voz hablada
- discriminación adecuada para niveles de conversación normales
- cómoda adaptación al audífono y estética acorde a sus requerimientos, se puede considerar el equipamiento como satisfactorio, donde el trabajo en equipo de los profesionales involucrados intenta mejorar la vida social útil de un discapacitado auditivo.

Conviene recordar que existe en la República Argentina una ley que reglamenta la prescripción de audífonos y que se considera importante transcribir (de Quirós y D'Elía, 1973).

REGLAMENTACION DE LA VENTA DE PROTESIS PARA SORDOS EN LA REPUBLICA ARGENTINA

Buenos Aires, 16 de diciembre de 1966.

Visto el Decreto Ley Nº 6765/63, convalidado por la Ley Nº 16.478, que legisla acerca de la venta de prótesis para sordos; y,
CONSIDERANDO:

Que es necesario proceder a su reglamentación, conforme lo propuesto por la Secretaría de Estado de Salud Pública,

El Presidente de la Nación Argentina,

DECRETA:

Artículo 1º — Reglamentanse los artículos 1º, 2º, 3º, 4º, 5º, 6º, 7º, 8º, 9º, 11º del Decreto Ley Nº 6.765, de fecha 12 de agosto de 1963, conforme a los textos detallados a continuación:

“Artículo 1º — La prescripción médica de prótesis amplificadoras para hipoacúsicos (amplifonos, audifonos), debe precisar los siguientes elementos de juicio:

- a) La determinación del oído para el cual se indica;
- b) La vía (aérea u ósea) que deberá utilizarse;
- c) Las características técnicas especiales si se consideran necesarias.

La casa expendedora no podrá modificar la indicación del médico sin autorización escrita del mismo.

Quedan exceptuadas de la obligatoriedad de prescripción médica para la comercialización del audifono las operaciones que se realicen entre importador mayorista y distribuidor.”

“Artículo 2º — Los establecimientos que se dediquen a la importación y/o elaboración de prótesis para hipoacúsicos, deberán solicitar la aprobación de los aparatos y la autorización para su venta ante la Secretaría de Estado de Salud Pública, especificando las características de los aparatos, con determinación de:

- a) Marca, modelo y procedencia;
- b) Ganancia auditiva en decibeles;
- c) Rendimiento máximo;
- d) Distorsión;
- e) Las características especiales que posean (autocontrol de volumen, ruidos intrínsecos, etc.)

Las firmas importadoras deberán acompañar el certificado de aprobación o su copia autenticada, del aparato en el país de origen, si existiera, caso contrario deberán dejar constancia de la inexistencia del mismo.

En los casos de fabricación nacional de otoamplifonos, sea de modelos de importación aprobados o de modelos exclusivamente nacionales, igualmente deberá solicitarse la correspondiente aprobación ante la Secretaría de Estado de Salud Pública.

En todos los casos las firmas mencionadas deberán acreditar que poseen los elementos necesarios para asegurar la reparación de los aparatos en caso de desperfectos o roturas, y la permanente provisión de los repuestos necesarios.

Los aparatos irán acompañados de un certificado con la fotografía del modelo, el número de la unidad y la leyenda “Aprobado por la Secretaría de Estado de Salud Pública”. Cada unidad deberá llevar grabada su numeración en lugar accesible a simple vista.”

“Artículo 3º — Para conceder la autorización a los establecimientos destinados a la comercialización y venta al público de prótesis para hipoacúsicos, la Secretaría de Estado de Salud Pública, por medio de sus organismos competentes, especificará las condiciones necesarias de acuerdo con la época y la evolución técnica.”

“Artículo 4º — La Secretaría de Estado de Salud Pública determinará las condiciones técnicas y de higiene que deberán reunir los establecimientos destinados a la comercialización y venta al público de prótesis para hipoacúsicos.

Dichos establecimientos deberán contar con un técnico auxiliar en Fonoaudiología habilitado por la Secretaría de Estado de Salud Pública, para la selección y/o adaptación de los aparatos.”

“Artículo 5º — Los establecimientos que se dediquen a la importación y/o elaboración, comercialización mayorista (no a usuarios) de prótesis para hipoacúsicos, deberán llevar un libro rubricado por la Secretaría de Estado de Salud Pública, donde conste:

- a) Fecha de entrada y salida del aparato;
- b) Marca, número, serie, procedencia y demás datos que hagan a la identificación del aparato;
- c) Características técnicas del mismo.

Los establecimientos que se dediquen a la venta al público de prótesis para hipoacúsicos, deberán llevar un libro rubricado donde conste:

- a) Fecha;

- b) Nombre, apellido y dirección del usuario;
- c) Nombre, apellido y dirección del médico que lo prescribió;
- d) Marca, número, serie, procedencia y demás datos que hagan a la identificación del aparato.
- e) Características técnicas del mismo."

"Artículo 6º — La Secretaría de Estado de Salud Pública, sólo aprobará propaganda seria, correcta y veraz sobre ventajas científicas y/o técnicas y/o económicas comprobadas, la cual no podrá demorar más de treinta (30) días para expedirse."

"Artículo 7º — La Secretaría de Estado de Salud Pública propiciará y/o adoptará, en su caso, la debida coordinación con los gobiernos provinciales para la consecución de los fines tenidos en vista en el Decreto Ley Nº 6.765/63 y para la aplicación de sus normas explícitas. A tal efecto facultase a la citada Secretaría de Estado para convenir lo necesario con las autoridades sanitarias provinciales, a fin de hacer efectivo el estricto cumplimiento de las normas de dicho Decreto Ley.

Los establecimientos sitos en jurisdicción provincial que se dediquen al tráfico interprovincial de prótesis para sordos (otoamplifonos, audífonos), deberán cumplimentar los requisitos exigidos por los artículos 4º y 5º de esta reglamentación, a cuyo efecto los respectivos libros deberán ser rubricados por la Delegación Sanitaria Federal respectiva.

Invítase a los gobiernos provinciales a adherir al régimen del Decreto Ley Nº 6.765/63 en lo que respecta a la elaboración, comercialización y venta de prótesis para sordos dentro de sus respectivas jurisdicciones, exigiendo idénticos requisitos e imponiendo similares controles a los establecimientos que se dediquen a tales finalidades."

"Artículo 8º — Cuando la sanción a imponerse lleve como accesorio la clausura total y definitiva del establecimiento o la cancelación de la autorización de venta, deberá requerirse previamente el dictamen del señor Procurador del Tesoro de la Nación."

"Artículo 9º — Verificados los hechos que puedan constituir infracción a las normas del Decreto Ley Nº 6.765/63 o de la presente reglamentación, se citará personalmente o por cédula al imputado a efectos de que comparezca a tomar vista de lo actuado, formular sus descargos, acompañar la prueba que haga a los mismos y ofrecer la que no tuviera en su poder, ocasión en que deberá constituir un domicilio especial. En el acta o cédula de notificación deberá transcribirse el párrafo precedente.

Examinados los descargos y la prueba producida por el imputado, o no compareciendo el presunto infractor a la tercera, citación sin justa causa, y previo dictamen de los organismos técnicos competentes, se procederá a dictar resolución definitiva, la que será notificada al interesado personalmente, por cédula o por telegrama colacionado."

"Artículo 11º — Las sanciones de apercibimiento o multa inferiores a CINCO MIL PESOS (\$ 5.000) moneda nacional, podrán ser recurridas por el interesado ante la autoridad administrativa por medio del recurso jerárquico dentro del plazo de cinco (5) días de notificada la resolución que la imponga, y previo pago de su importe en los casos de multa.

Las acciones para hacer efectivas las multas impuestas serán promovidas por vía de apremio, a cuyo efecto la resolución administrativa firme constituirá título ejecutivo."

"Artículo 2º — Los artículos 10º, 12º, 13º, del Decreto Ley Nº 6.765/63, mantienen sus textos originales por no ser motivo de reglamentación los mismos.

"Artículo 3º — El presente decreto será refrendado por el señor Ministro de Bienestar Social y firmado por el señor Secretario de Estado de Salud Pública.

"Artículo 4º — Comuníquese, publíquese, dese a la Dirección Nacional del Registro Oficial y archívese.

Fdo: ONGANIA
Petracca - Holmberg

BIBLIOGRAFIA

- de Quirós, J.B. y D'Elía, N. (1973). **Introducción a la audiometría**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Paidós, 1ª edición.
- Hough, J. (1986). Implantable Hearing Device: Audiant Bone Conductor. **Annals of Otology, Rhinology and Laryngology**, nº 5.
- House, J. W. (1986). Hearing aids a physician's perspective. **Hearing Instruments**, vol. 37, nº 6.
- Jaime, E.P. y "cols" (1986). Comportamiento del acúfeno en pacientes equipados con otoamplifonos. Trabajo presentado en el XIX Congreso Argentino de O.R.L., Buenos Aires, Argentina.
- Northern, J.L. (1979). **Trastornos de la audición**. Barcelona (España): Salvat Editores.
- Pasik, Y.; Jaime, E. y Muñoz, A. F. (1981). Presbiacusia, trastornos en la equipación protésica. Trabajo presentado en el XVI Congreso Argentino de O.R.L., Salta, Argentina.
- Pasik, Y. y "cols". (1986). Equipación protésica del oído operado. Trabajo presentado en el XIX Congreso Argentino de O.R.L., Buenos Aires, Argentina.
- Sedge, R.K. (1984). The hearing aid candidate. **Hearing Instruments**, vol. 35, nº 1.
- Suzuki, J. y Naoaki, Y. (1989). Aplicación clínica del implante parcial de oído medio. **Audiología en la práctica**. Amsterdam (Holanda): Excerpta Médica, nº VI/1.
- Tato, J. M. (1951). Prótesis auditivas amplificadoras electroacústicas. Otoamplifono o audioamplifono. *Revista Otorrinolaringológica*, Vol. 2, Nº 2.

II

CARACTERISTICAS ELECTROACUSTICAS DE LOS AUDIFONOS

Ing. Horacio E. Cristiani

Ing. Hugo A. Wainerman

I) RESUMEN DE CONCEPTOS BASICOS SOBRE FISICA ACUSTICA

SONIDO. DEFINICION

Sonido es cualquier variación de presión que se propaga en un medio material y puede ser detectado por el oído humano y algunos instrumentos.

De acuerdo con esta definición se puede encuadrar al sonido dentro de los fenómenos ondulatorios y utilizar para su estudio los parámetros que definen a las ondas.

Es característica de los fenómenos ondulatorios la propagación de una perturbación en un medio. Esta perturbación se manifiesta como un desplazamiento de las partículas del medio material, respecto de su posición de equilibrio, no existiendo sin embargo un movimiento neto o transporte de materia, sino una propagación en el movimiento de vaivén de las partículas.

En el caso de las ondas sonoras, la propagación de la perturbación tiene la misma dirección que el movimiento de vaivén de las partículas del medio material, razón por la cual se clasifica a estas ondas como longitudinales.

Se definen a continuación algunos parámetros importantes para el estudio del sonido; para ello hay que imaginarse estar situado en un punto de total silencio. Si se mide la presión en este punto y se grafica su evolución en el tiempo se tendrá la representación mostrada en la fig. 2-1.

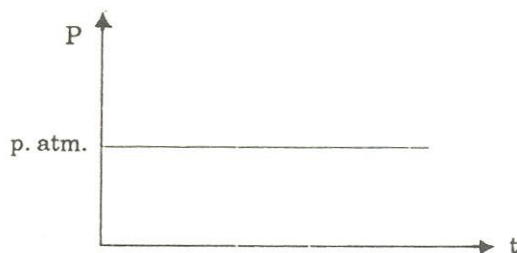


Figura 2-1 = Presión atmosférica en función del tiempo (en ausencia de sonido)

La presión se mantiene constante, o al menos varía muy lentamente; de existir variaciones, éstas son tan lentas que el oído humano no puede captarlas, no satisfaciendo la definición de sonido.

Esta presión que se considera constante es la presión atmosférica, usualmente medida con un instrumento llamado barómetro.

Si a continuación se emitiera un sonido cualquiera en la zona vecina al punto donde se está midiendo y se repitiera lo anterior, la gráfica de la evolución en el tiempo de la presión mostraría algo como la fig. 2-2.

Se producen variaciones en la presión por encima y por debajo de la presión atmosférica; a las primeras se las llaman **compresiones del aire** y a las segundas **rarefacciones**.

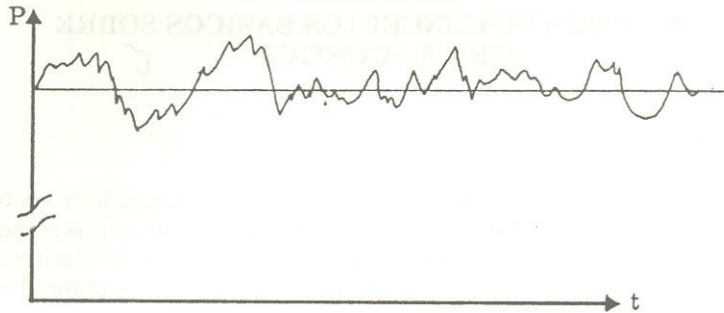


Figura 2-2 = Presión atmosférica en función del tiempo (con sonido compuesto)

Se ha dibujado el eje vertical cortado en un tramo, porque el orden de magnitud de las variaciones de presión es mucho menor que la presión atmosférica (por esta razón y por la relativa rapidez en las variaciones, es imposible en la práctica medir el sonido con un barómetro).

Si la rapidez en las variaciones y la amplitud de éstas está dentro de ciertos límites, el oído humano podrá captarlas y se estará en presencia de sonido. En la fig. 2-2 se representa un sonido cualquiera; en la fig. 2-3 se muestra el caso particular de un tono puro, en el cual las oscilaciones de la presión respecto de las de equilibrio, siguen la forma de una senoide.

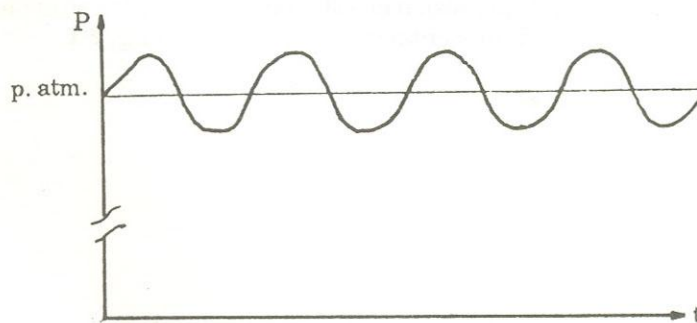


Figura 2-3 = Presión atmosférica con tono puro

PARAMETROS DE SONIDO

Se estudiarán las variaciones de la presión respecto de la presión atmosférica, para el caso de un tono puro; para ello se sitúa el eje horizontal coincidente con la presión de reposo, quedando representada la compresión con signo positivo y la rarefacción con signo negativo.

En la fig. 2-4 se ven estas variaciones y se pueden determinar algunos puntos importantes.

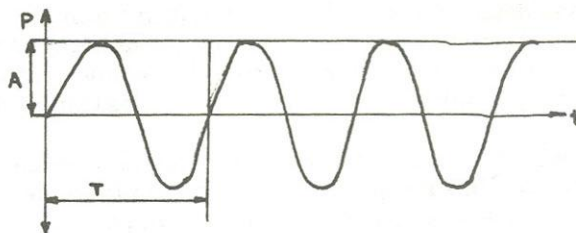


Figura 2-4 = Parámetros de un tono puro

La distancia A corresponde a la máxima variación de presión respecto de la atmosférica, es lo que se conoce como **amplitud** de la onda. La presión aumenta desde el valor de reposo hasta este valor máximo, a partir del cual comienza a descender, pasa nuevamente por el valor de reposo y desciende hasta un mínimo de presión (rarefacción máxima), para luego volver a crecer, llegando al valor de reposo y reiniciando el ciclo.

Al tiempo transcurrido durante el ciclo completo se lo denomina **período (T)**. Se mide en **segundos**.

Resulta más cómodo utilizar otra magnitud que tiene relación con el período: la **frecuencia (F)**. Se define la **frecuencia** como la cantidad de ciclos completos que se producen en la unidad de tiempo, en este caso el segundo.

La relación entre la frecuencia (f) y el período (T) es sencilla:

$$f = \frac{1}{T} \quad (1)$$

La unidad de medida de la frecuencia es el **Hertz (Hz)**.

Como ejemplo, en la fig. 2-5 se calcula para una onda dada el período y la frecuencia.

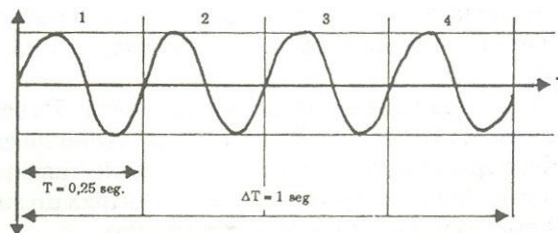


Figura 2-5 = Tono puro de frecuencia = 4 Hz

Como un ciclo completo dura 0,25 seg., éste es directamente el valor del período; aplicando la fórmula se obtiene $f: 4 \text{ Hz}$, valor que se puede verificar contando la cantidad de ciclos que tienen lugar en el lapso de un segundo.

Para no manejar cifras grandes, es a veces conveniente utilizar múltiplos de la unidad de frecuencia como el **kilohertz (KHz)**. Un kilohertz equivale a 1.000 Hz.

El oído humano puede captar un rango de frecuencias comprendido aproximadamente entre los 20 Hz y los 20.000 Hz. Las perturbaciones de frecuencias inferiores a 20 Hz (infrasonido) o superiores a 20 KHz (ultrasonido) no son detectadas por el sistema auditivo humano.

Se estudia el sonido a partir de los tonos puros, aunque éstos son muy poco frecuentes en la naturaleza, porque los sonidos reales pueden ser descompuestos y analizados en base a tonos puros (componentes) que los conforman.

Dicho de otra manera, cualquier sonido complejo se puede considerar como formado por la superposición de cierta cantidad de sonidos de frecuencia perfectamente determinada (tonos puros).

Este análisis del sonido en función de la frecuencia de sus componentes es el llamado **análisis espectral** y a la distribución obtenida se la llama **espectro**.

En el oído, la membrana basilar es un filtro mecánico que descompone parcialmente los sonidos complejos en sus componentes puros, excitando con mayor intensidad a un grupo particular de células nerviosas, según la frecuencia. El sistema nervioso se encarga de la descomposición final. Se puede decir entonces que el oído mismo se comporta como un analizador de espectros.

RELACION ENTRE LOS PARAMETROS DE LA ONDA Y LAS SENSACIONES PROVOCADAS POR EL SONIDO

La **presión sonora** es lo que permite distinguir entre un sonido más o menos intenso. Esta magnitud está directamente relacionada con la amplitud de la onda, es decir, a mayor amplitud corresponde una sensación subjetiva de mayor intensidad (o más correctamente dicho, mayor sonoridad). Se debe aclarar que la frecuencia también influye en la sonoridad, pero la amplitud es el parámetro fundamental.

Para expresar la presión sonora se utilizan las mismas unidades que se usan en las mediciones de presión atmosférica, pero como se vio antes, la magnitud de las variaciones es muy pequeña en comparación con esta presión, razón por la cual se debe utilizar algún submúltiplo, o una unidad más conveniente.

Una unidad utilizada para expresar presiones es el **Pascal** ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$). A la frecuencia de 1.000 Hz, el umbral de audición normal es de sólo $20 \times 10^{-6} \text{ Pa}$; es decir que el oído puede detectar una alteración de presión de veinte millonésimas de Pascal (por comodidad se utiliza un submúltiplo de esta unidad, el micro pascal que equivale a 10^{-6} Pa).

$$1\mu \text{ Pa} = 10^{-6} \text{ Pa} \quad \text{umbral a 1.000 Hz} = 20\mu \text{ Pa}$$

Si se compara este valor de umbral de audición a 1.000 Hz con el de la presión atmosférica normal:

$$p. \text{ atm.: } 10^5 \text{ Pa.}$$

Se observa que las variaciones de presión audibles son del orden de 5.000 millones de veces inferiores a la presión de reposo.

En el otro extremo, a la misma frecuencia el umbral de molestia se encuentra en 20 Pa, es decir un millón de veces superior al de audición. Es notoria la gran amplitud del rango de presiones sonoras comprendido entre los umbrales de audición y de molestia. Esto torna en la práctica imposible la representación de presiones altas y bajas dentro de una misma escala, a menos que se utilice una de tipo logarítmico.

Por ello en adelante se hablará de nivel de presión sonora SPL (sound pressure level) y se utilizará como unidad el **decibel (dB)**.

Una dada presión sonora p se expresa como nivel de presión sonora SPL, mediante la siguiente expresión:

$$\text{SPL} = 20 \log_{10} \frac{P}{P_0} \quad (2)$$

donde P_0 es una presión de referencia. Se adopta como referencia el valor de $20\mu\text{Pa}$.

Reemplazando en la ecuación anterior, se obtienen los niveles correspondientes a los umbrales de audición y molestia (fig. 2-6).

De esta forma se ha comprimido la gama de presiones audibles de un millón de veces a 120 dB.

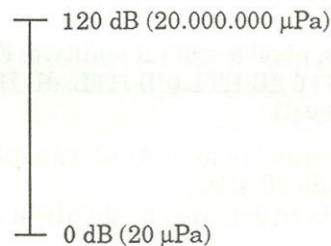


Figura 2-6 = Rango dinámico del normoyente

La **altura** de un sonido es lo que permite ordenarlo de graves a agudos, como sucede en la escala musical. Es función principalmente de la frecuencia (aunque también intervienen la presión sonora y la composición espectral si no es un tono puro). A mayor frecuencia se percibe el sonido más alto (agudo) y a menor frecuencia más bajo (grave).

El **timbre** de un sonido permite diferenciar, por ejemplo, una misma nota de la escala musical tocada por un violín y una trompeta. Los sonidos emitidos por estos instrumentos no son tonos puros, sino la composición de una frecuencia fundamental con una cierta cantidad de armónicas.

En este caso, al tocar ambos instrumentos la misma nota, la frecuencia fundamental es la misma pero las armónicas están repartidas en proporciones distintas dando sensaciones diferentes que permiten distinguirlas. En resumen, se puede decir que el timbre de un sonido está relacionado con la composición espectral del mismo.

El siguiente cuadro resume lo desarrollado en el párrafo anterior:

SENSACION	PARAMETRO FUNDAMENTAL QUE LO DEFINE
Sonoridad	Amplitud
Altura	Frecuencia
Timbre	Composición espectral

TIPOS DE dB UTILIZADOS EN AUDIOLOGIA

En cualquier trabajo relacionado con audiolgía, se habla de decibeles (dB) en distintas situaciones, por ejemplo:

- Especificando el nivel de presión sonora existente en un lugar determinado. Ej.: el nivel de presión sonora promedio de una conversación normal es, a un metro de distancia, de 60 dB SPL.
- Especificando la ganancia de un audífono (más adelante será definido el concepto de ganancia). Ej.: la ganancia de un audífono en la frecuencia de 1.000 Hz es de 40 dB.
- Especificando un nivel o umbral auditivo. Ej.: el umbral de molestia de un paciente es de 110 dB HTL (dB HTL: dB Hearing Threshold level o dB HL: dB Hearing level).

Los dB SPL se basan en la expresión (2) ya explicada, y, que toman como referencia la presión de 20 μ Pa.

Los dB de ganancia se obtienen mediante la siguiente expresión:

$$\text{Ganancia (dB)} = 20 \log_{10} \frac{P_s}{P_e} \quad (3)$$

donde P_s es la presión sonora a la salida del audífono y P_e la presión sonora que entra en el audífono a través del micrófono (más adelante se verá que hay diferentes tipos de ganancia que pueden definirse para un audífono; lo importante es distinguir la ganancia como una medida de la transformación-amplificación que realiza el audífono de la señal). Para fijar ideas, se considera el bloque de la fig. 2-7.

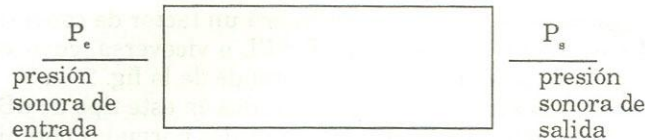


Figura 2-7 = El audífono como bloque

No interesa lo que contiene en su interior; a los fines de determinar su ganancia se conocen las presiones sonoras que recibe y emite (P_e y P_s respectivamente) y mediante la fórmula (3) se puede hallar la ganancia.

Por ejemplo, si la presión sonora de salida es 100 veces superior en amplitud a la de entrada la ganancia será de 40 dB.

Combinando las fórmulas (2) y (3), se puede demostrar la siguiente igualdad, ampliamente utilizada:

$$\text{Ganancia (dB): } \text{SPL}_s - \text{SPL}_e$$

donde SPL_s y SPL_e son los niveles de presión sonora correspondientes a las presiones indicadas en la expresión (3).

Para analizar el tercer tipo de dB enunciado, se sabe que el oído no percibe igual sonoridad en un tono que lo estimula con un nivel de presión sonora constante pero con frecuencia variable; dicho de otro modo, la sensibilidad varía con la frecuencia.

Esto da origen a la curva isofónica (curva de igual sonoridad) de la cual se reproduce en la fig. 2-8a la correspondiente a 0 fon. Los puntos de esta curva indican combinaciones de frecuencia y nivel de presión sonora que producen la misma sensación subjetiva de sonoridad que un tono de 1.000 Hz y 0 dB SPL. Esto significa que el umbral de audición de 0 dB SPL es válido para 1.000 Hz pero toma otros valores para otras frecuencias.

La escala de dB HTL toma como referencia (0 dB HTL) la curva isofónica correspondiente a 0 fon, expresando los niveles auditivos a partir de su umbral para cada frecuencia (fig. 2-8a y 2-8b).

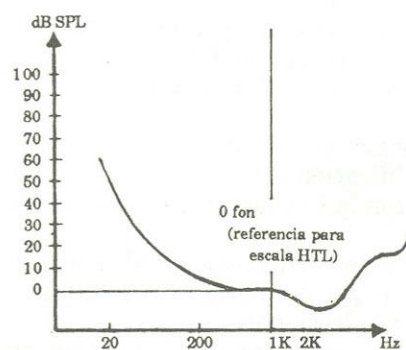


Figura 2-8a = dB SPL

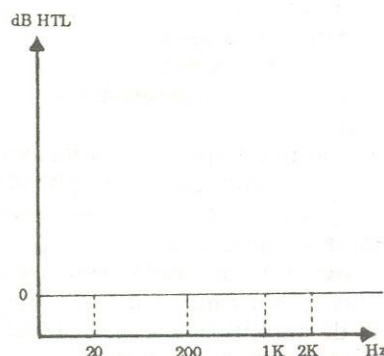


Figura 2-8b = 0 dB HTL

Como consecuencia de lo anterior habrá un factor de conversión para efectuar el pasaje entre dB HTL y dB SPL o viceversa, cuyo valor será variable con la frecuencia según se desprende de la fig. 2-8a.

Los audiómetros actuales están calibrados en este tipo de dB, es decir que refieren los niveles medidos a los umbrales normales obtenidos estadísticamente para cada frecuencia.

La medición de este umbral normal puede realizarse en forma mono o binaural, y mediante auriculares o a campo libre; de allí que puedan encontrarse distintas tablas de conversión entre dB HTL y dB SPL.

Observando las fig. 2-8a, b y c se puede resumir lo dicho hasta aquí sobre los dB HTL: es como si se rectificara la curva de 0 fon, llamando 0 dB HTL a los dB SPL contenidos en dicha curva. Además se invierte el eje de ordenadas para visualizar la pérdida auditiva como una caída (Fig. 2-8c).

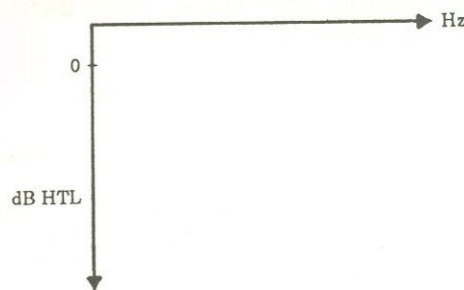


Figura 2-8c = Conversión de dB SPL en dB HTL

II) EL AUDIFONO. INTRODUCCION

Se ha definido al audífono como “el instrumento que lleva el sonido en forma más eficiente al oído del usuario. Puede simplemente captar más energía sonora del aire o proveer energía adicional a través de una batería y un circuito electrónico” (Silverman, Taylor y Davis).

Se tratará el segundo caso enunciado, que corresponde al audífono electrónico. El aumento de la eficiencia en la recepción del sonido se logra adecuando las características de éste al rango dinámico residual del hipoacúsico.

Al tratarse de pérdidas auditivas, es lógico pensar que el audífono debe proveer un aumento en la amplitud (amplificación) de la señal acústica que recibe. Este aumento debe ser variable con la frecuencia, de forma tal de compensar la pérdida.

Al examinar un audiograma se observa un perfil particular de pérdida, que define un rango dinámico residual y que requiere un determinado perfil de amplificación para el audífono a seleccionar.

Esto significa que la amplificación introducida por el audífono varía con la frecuencia de un modo preestablecido y relacionado con el audiograma.

Pero no sólo la frecuencia debe influir sobre las características del audífono, sino que también es necesario que el nivel de la señal acústica del medio ambiente, al superar ciertos límites, reduzca la amplificación o limite la señal de salida para proteger al paciente contra sonidos demasiado intensos (sobre este punto se insistirá más adelante).

TIPOS DE AUDIFONOS

1) Según el modo de presentación de la señal acústica:

- **Audífono de conducción aérea:** está diseñado para convertir la energía eléctrica (amplificada) en energía acústica (directamente en el conducto auditivo externo). La mayoría de los audífonos son de este tipo.
- **Audífono de conducción ósea:** está diseñado para convertir la energía eléctrica (amplificada) en vibración mecánica (la cual estimula la totalidad del cráneo).

2) Según el lugar de colocación:

- **Audífono de bolsillo (de caja):** se usa en un bolsillo, un arnés o abrochado a la ropa del usuario. Un cordón une la caja (que contiene el micrófono, el amplificador y la fuente de energía) con el auricular que es externo (Fig. 2-9).



Figura 2-9: Audífono de bolsillo

- **Retroauricular:** se coloca detrás del pabellón de la oreja. Posee un "codo" plástico para articularse con el molde de oído (Fig. 2-10).

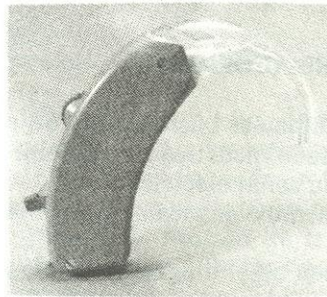


Figura 2-10: Audífono retroauricular

- **Audigafa:** los elementos constitutivos del audífono se ubican en la patilla del antejo (Fig. 2-11).



Figura 2-11: Audigafa

- **Intraauricular:** ocupa la concha auricular y el conducto auditivo externo (Fig. 2-12).

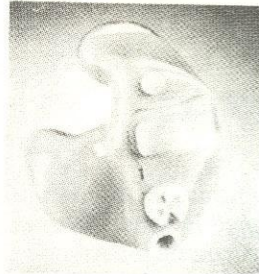


Figura 2-12: Audífono intraauricular

- **Intracanal:** ocupa solamente el conducto auditivo externo (Fig. 2-13).



Figura 2-13: Audífono intracanal

FUNCIONAMIENTO DEL AUDIFONO

La operación del audífono es básicamente un proceso de tres pasos:

- 1) Conversión de la señal acústica a señal eléctrica.
- 2) Amplificación de la señal eléctrica.
- 3) Conversión de la señal eléctrica amplificada a señal acústica.

Estas funciones se ven en el diagrama en bloques de la fig. 2-14, que muestra además otras posibles señales de entrada y salida menos frecuentemente utilizadas y la fuente de energía.

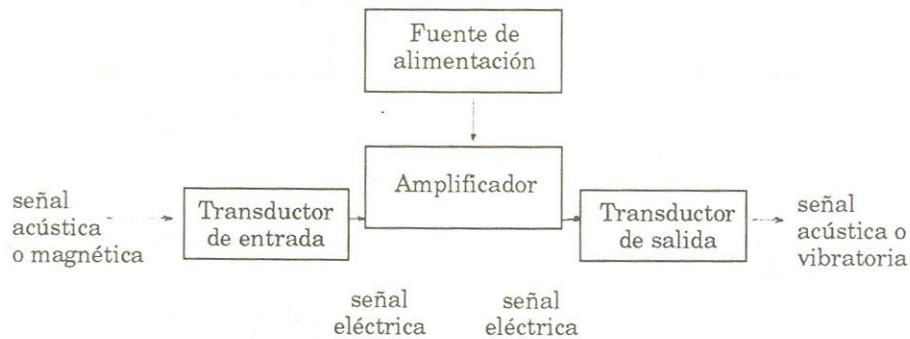


Figura 2-14 = Diagrama en bloques de un audífono

Para llevar a cabo las conversiones de los pasos 1 y 3 se utilizan dispositivos llamados **transductores**.

Un transductor es un dispositivo que **transforma un tipo de energía en otro**, sin alterar (en el caso ideal) la evolución de esa energía a lo largo del tiempo. Dicho de otra forma, se altera el vehículo de la información pero no la información en sí.

En la figura 2-15 se ve un bloque representando a un transductor. A él llega una señal de entrada con una determinada forma, que en el caso ideal, se mantiene inalterada a la salida. Sólo cambia el tipo de energía que es vehículo de la señal.

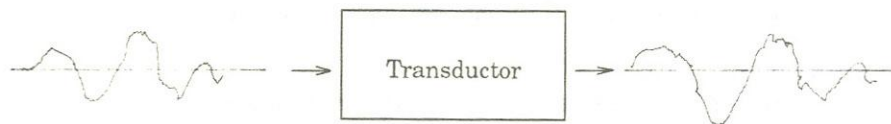
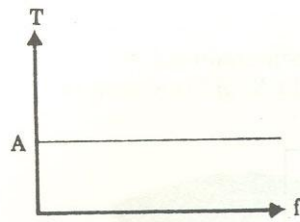


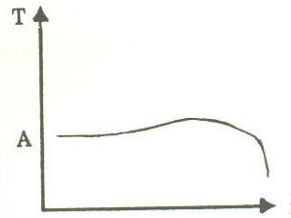
Figura 2-15 = El transductor como bloque

En las fig. 2-16a y 2-16b se ve la curva que da la función de transferencia del transductor a medida que varía la frecuencia de la señal, donde "A" es un factor de escala que por comodidad se hace igual a la unidad. Ambas figuras permiten comparar el comportamiento de un transductor ideal con el de uno real. En el primero la función de transferencia se mantiene constante para todas las frecuencias, mientras que en el segundo se observa una caída para las frecuencias altas.



Transferencia
ideal

Figura 2-16a = Función de transferencia
de un transductor ideal



Transferencia
real

Figura 2-16b = Función de transferencia
de un transductor real

Como consecuencia de esto, en el transductor real tendrá lugar, además de la conversión de energía, una alteración en la forma de la señal de salida.

Cuando se especifica el ancho de banda de un transductor, se entiende como tal un rango de frecuencias en el cual la función de transferencia se encuentra dentro de límites aceptables para su uso. Esto es de suma importancia en el diseño de audífonos.

TRANSDUCTORES DE ENTRADA

En la fig. 2-14 se observa que la señal de entrada al audífono puede ser de tipo acústico (caso más común) o magnético. Esto origina dos tipos de transductores de entrada:

- 1 - **Micrófono:** que convierte energía acústica en energía eléctrica.
- 2 - **Bobina de inducción:** que convierte energía magnética en energía eléctrica.

Se analiza por separado el funcionamiento de cada uno de ellos.

1- Micrófono

El micrófono efectúa la conversión entre energía acústica y eléctrica, con un pasaje intermedio por energía mecánica.

El sonido, a través de las compresiones y rarefacciones del aire en que se propaga, incide sobre un diafragma comunicándole un movimiento que sigue a las variaciones de presión.

Este movimiento (energía mecánica) es a su vez transformado en energía eléctrica por algún medio que dependerá del tipo de micrófono de que se trate.

En los audífonos actuales, el más utilizado es el micrófono **electret** por las cualidades que reúne en cuanto a tamaño, ancho de banda, resistencia a los golpes y alta sensibilidad, permitiendo esto último la captación de pequeñas presiones sonoras. En la fig. 2-17 se observa el aspecto exterior de un micrófono y el símbolo convencional utilizado para representarlo.

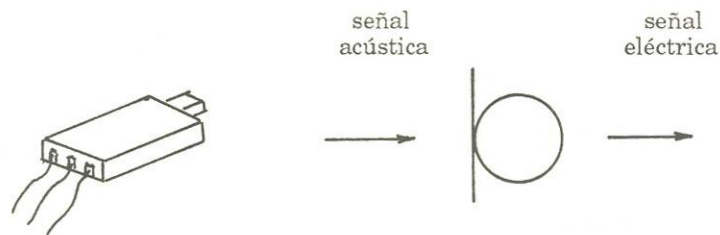


Figura 2-18 = Micrófono de audífono retroauricular y símbolo circuital

Para comprender el principio de funcionamiento del micrófono electret se describirán brevemente las características de un elemento llamado **capacitor**.

Este dispositivo, también llamado **condensador**, tiene la propiedad de almacenar energía eléctrica estática. En su forma más simple se construye a base de dos placas conductoras paralelas, separadas por aire o algún material aislante (dieléctrico) (fig. 2-18).

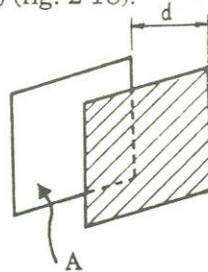


Figura 2-18 = Capacitor de dos placas paralelas

Para definir su comportamiento interesan la distancia entre las placas (d) y la superficie enfrentada entre las mismas (A).

La expresión matemática que gobierna el funcionamiento de un capacitor es:

$$C = \frac{Q}{V} \quad \text{donde } \begin{array}{l} C: \text{capacidad} \\ Q: \text{carga eléctrica almacenada} \\ V: \text{Diferencia de potencial eléctrico aplicado entre las placas.} \end{array} \quad (4)$$

A su vez, la capacidad depende de las características físicas del capacitor:

$$C = \epsilon \frac{A}{d} \quad (5)$$

donde ϵ es una constante (llamada constante dieléctrica) que depende del

material utilizado como aislante, (A y d ya fueron definidos).

Combinando las expresiones (4) y (5):

$$V = \frac{Q}{\epsilon A} \cdot d$$

Si se logra mantener constante la carga eléctrica entre las placas, se puede hacer que la diferencia de potencial V varíe proporcionalmente a la distancia entre las mismas, esto es:

$$V = K \cdot d$$

Si una de las placas del capacitor es precisamente el diafragma del micrófono, al seguir éste en su movimiento las variaciones de presión causadas por el sonido hace que las placas se alejen y acerquen entre sí alternativamente, generando variaciones en la diferencia de potencial eléctrico generado. Se logra así una señal eléctrica que "sigue" a la señal acústica incidente (fig. 2-19).

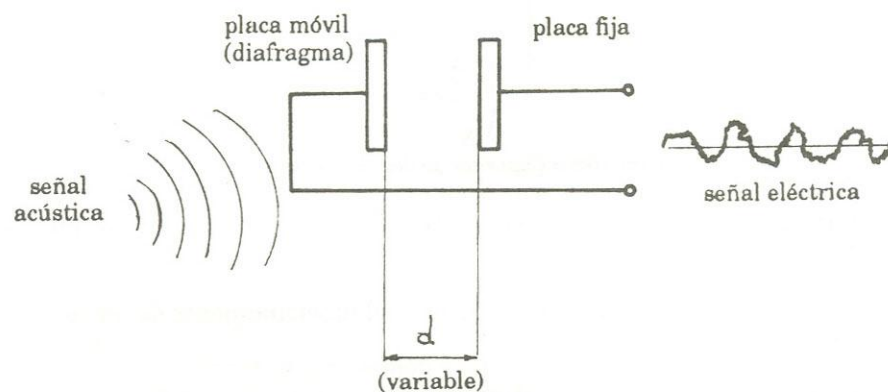


Figura 2-19 = Principio de funcionamiento del micrófono electret

El funcionamiento del micrófono electret se basa en lograr mantener una carga eléctrica constante, entre las placas del capacitor. Esto se logra por medio de un dieléctrico especial llamado precisamente electret que presenta la característica de mantener en su interior una carga fija.

Como la señal eléctrica generada por el capacitor es muy pequeña para poder excitar al siguiente bloque del audífono, se incluye dentro del mismo encapsulado del micrófono un pequeño transistor que tiene la misión de aumentar la amplitud de esta señal.

2- Bobina de inducción

Este transductor, también llamado bobina telefónica o telecoil, está incorporado en la mayoría de los audífonos actuales y es utilizado en situaciones tales como:

- Conversaciones telefónicas
- Recepción de radio o TV hogareñas con sistema de aro magnético
- Recepción en salas de espectáculos o aulas con sistema de aro magnético.

Su funcionamiento se basa en la ley física llamada de inducción; según ella, un campo magnético origina en una bobina o selenoide una corriente eléctrica proporcional a éste.

Constructivamente se obtiene arrollando un alambre conductor muy delgado alrededor de un eje. Lógicamente, es necesario que la señal acústica original sea convertida previamente a magnética para poder ser captada por la bobina.

En la fig. 2-20 se observa el símbolo convencional correspondiente a una bobina.



Figura 2-20 = Bobina de inducción

En la fig 2-21a se observan distintos esquemas de llaves selectoras de entrada a un audífono. En la posición "O" está apagado, en "T" se elige como transductor de entrada a la bobina y en "M" al micrófono. Algunos audífonos incorporan la posibilidad, mediante una posición "M-T", de combinar señales provenientes del micrófono y la bobina.

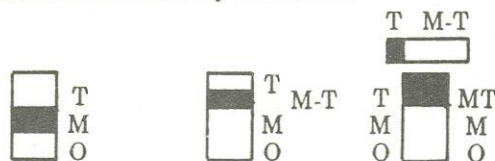


Figura 2-21a = Distintas formas de conmutar el transductor de entrada

Los auriculares de los aparatos telefónicos de tipo magnético producen, además de la señal acústica, un campo magnético disperso que sigue exactamente a aquella señal. Este campo es recogido por la bobina del audífono y convertido en señal eléctrica. En esta situación, mejora notablemente la recepción de la conversación telefónica.

En la fig.2-21b puede verse el esquema de un aula con sistema de aro magnético: mediante un amplificador de características especiales, se convierte la señal acústica (voz del profesor) en un campo magnético. Cada uno de los alumnos recibe con su audífono el mensaje, pudiendo ajustar independientemente el volumen del mismo.

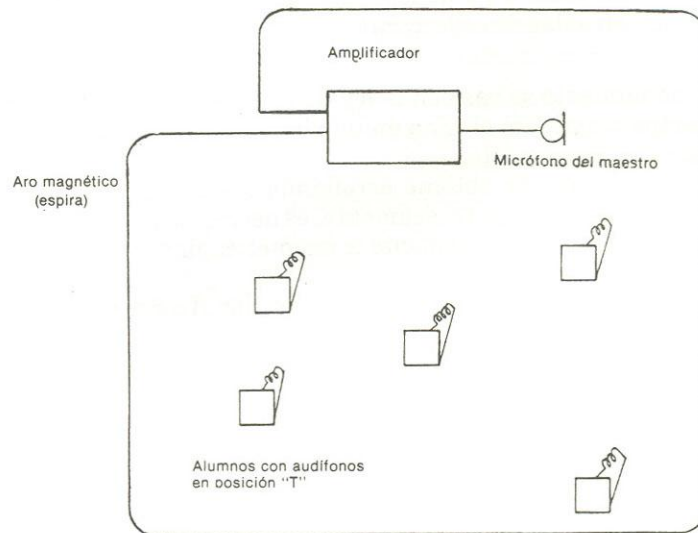


Figura 2-21b = Sistema de aro magnético en un aula

TRANSDUCTORES DE SALIDA

Volviendo a la fig. 2-15, se ve que luego de la amplificación de la señal eléctrica (que se explicará más adelante) ésta debe volver al tipo de energía original, es decir, acústica. En algunos casos la energía útil de salida puede no ser acústica sino vibratoria.

Hay por lo tanto dos tipos de transductores de salida:

- 1- **Auricular:** que convierte energía eléctrica en acústica
- 2- **Pastilla ósea:** que convierte energía eléctrica en vibratoria

1- Auricular

Efectúa la conversión entre la señal eléctrica y la acústica, con un pasaje intermedio por energía mecánica; es decir que aquí el proceso de conversión es el inverso al realizado por el micrófono.

Según sea el tipo de auricular de que se trate, será el mecanismo de conversión por el cual se obtendrá un movimiento proporcional a la señal eléctrica, que al ser comunicado a una membrana pondrá también en movimiento a las moléculas del aire vecino, iniciando así la perturbación sonora.

Para comprender el funcionamiento de un auricular, debe tenerse en cuenta el hecho de que la corriente eléctrica que fluye en un conductor genera un campo magnético que sigue las variaciones de dicha corriente. Es como si se lograra un imán de fuerza y polaridad variables que podrá atraer o repeler un diafragma metálico, comunicándole energía mecánica que sigue a las variaciones del campo magnético.

En la fig. 2-22a se ve el esquema del aspecto interno de un auricular magnético del tipo de hierromóvil, utilizado en audífonos de caja.

Sin señal eléctrica llegando a la bobina, el diafragma se ve atraído por el campo magnético constante del imán permanente, mientras que, al existir señal en la bobina, se desarrolla un campo variable en la pieza polar que se sumará o restará al de reposo atrayendo o repeliendo al diafragma.

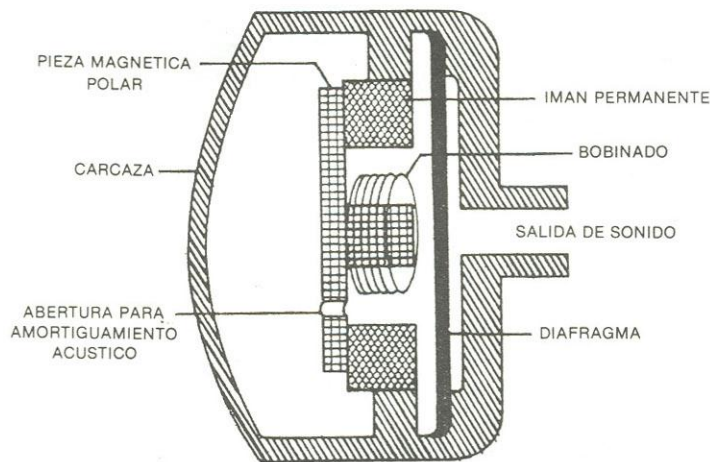


Figura 2-22a = Auricular de audífono de caja (vista interna)

La fig. 2-22b muestra el símbolo convencional para representar un auricular.

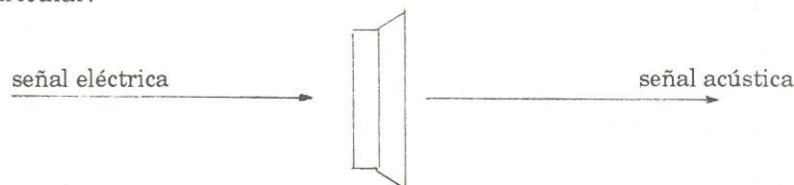


Figura 2-22b = Símbolo circuital del auricular

2- Pastilla ósea

Realiza la conversión entre energía eléctrica y vibratoria de un modo muy similar al que se utiliza en el auricular para efectuar la conversión eléctrica-acústica. De hecho, su funcionamiento se basa en los mismos principios eléctricos y magnéticos.

La diferencia constructiva entre el auricular y la pastilla ósea es que esta última presenta su diafragma unido rígidamente a la carcaza (fig. 2-23).

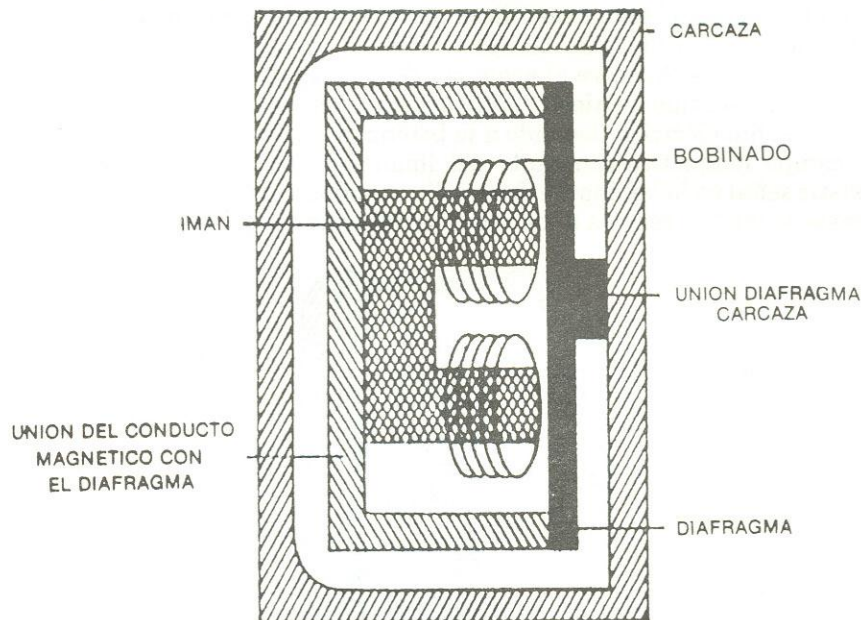


Figura 2-23 = Pastilla ósea (vista interior)

Al llegar la señal eléctrica a la bobina, ésta produce un campo magnético que con dirección y magnitud variable (acompañando a la señal) hace vibrar al conjunto diafragma-carcasa.

AMPLIFICADOR

Es el verdadero corazón del audífono, ya que define la respuesta en frecuencia, ganancia y salida máxima del mismo, permitiendo además variaciones en estas características mediante calibraciones.

Volviendo a la fig. 2-14 se observa que el amplificador recibe una señal eléctrica del micrófono y entrega otra señal eléctrica al auricular (ésta es la señal de entrada amplificada); además toma energía eléctrica de una fuente (batería o acumulador).

El amplificador más sencillo que se puede imaginar consta de un solo transistor. Este es un dispositivo de tres terminales que reciben los nombres de colector, base y emisor. En la fig. 2-24 se observa el esquema de un transistor con la designación de terminales.

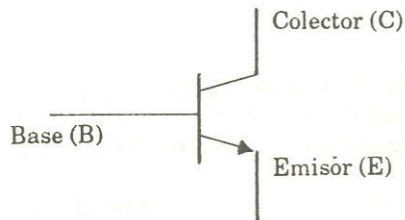


Figura 2-24 = Esquema de un transistor con sus terminales

El funcionamiento del transistor como amplificador se basa en el hecho de que éste puede, mediante una pequeña señal eléctrica aplicada entre la base y el emisor, obtener una señal varias veces mayor entre los terminales de colector y emisor (fig. 2-25).

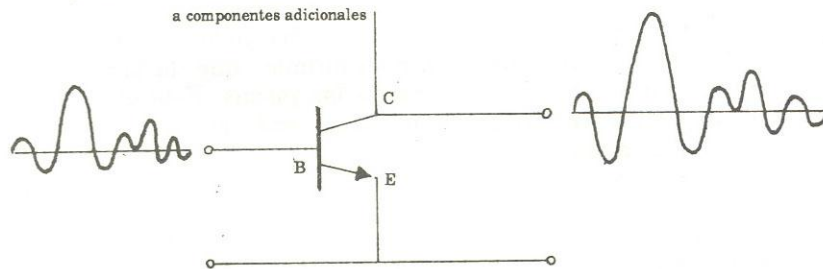


Figura 2-25 = El transistor como amplificador

Los amplificadores utilizados en los audífonos son más elaborados y constan de varios transistores, además de otros componentes electrónicos que trabajan en conjunto para obtener las características de funcionamiento necesarias.

Como en el caso de los transductores, los amplificadores presentan también una determinada respuesta en frecuencia; por lo tanto, la amplificación no es constante con la frecuencia.

Los transistores sustituyeron totalmente a las válvulas de vacío que se usaban en los primitivos audífonos electrónicos, aunque actualmente van siendo reemplazados por circuitos integrados (**chips**) que en un área muy pequeña albergan gran cantidad de transistores y componentes, permitiendo una constante miniaturización del audífono.

En la fig. 2-26 se observa el símbolo convencional correspondiente a un amplificador.

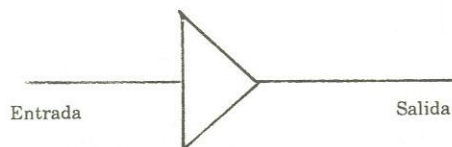


Figura 2-26 = Diagrama en bloques de un amplificador

FUENTE DE ENERGIA

Al examinar la fig. 2-14 se ve la presencia de un cuarto bloque. Recordando que la amplitud de la señal eléctrica de salida del amplificador es mayor que la señal de entrada, resulta evidente que la señal de salida lleva más energía que la de entrada.

El proceso de aumento de energía es realizado por el amplificador, pero éste por si sólo no puede crear energía. Por eso la toma de la fuente de energía o alimentación.

Hay dos tipos de fuentes de alimentación usadas en audífonos, recibiendo ambos el nombre general de **batería**. Existen baterías de tipo primario (no recargables) o de tipo secundario (acumuladores). Estos últimos permiten la recarga mediante la conexión a una fuente exterior de energía.

El principio de operación de las baterías es que, colocando dos piezas metálicas de distinto material (llamadas electrodos) en un medio ácido (electrolito), tiene lugar una reacción química que da por resultado la acumulación de electrones en una de las piezas. Este electrodo queda cargado negativamente respecto del otro y recibe el nombre de **cátodo**; al positivo se lo denomina **ánodo**.

Esta situación de carga se mantiene hasta que se coloca entre ánodo y cátodo algún conductor (en nuestro caso el amplificador del audífono).

Al existir un camino para el pasaje de los electrones entre cátodo y ánodo, los electrones en exceso del primero se dirigirán al polo positivo a través del circuito. Estos electrones son los responsables de la energía eléctrica que necesita el amplificador para funcionar. La batería es simplemente un almacén de energía potencial química que, frente a una sollicitación (conectando un conductor entre sus bornes), entrega energía eléctrica.

Dentro de las baterías de tipo primario, las más comunes son las que se describen en la tabla de la figura 2-27.

NOMBRE	CATODO	ANODO	ELECTROLITO	TENSION NOMINAL
mercurio	zinc	óxido de mercurio	hidróxido de potasio + óxido de zinc	1,4 V
óxido de plata	óxido de plata	óxido de mercurio	hidróxido de potasio	1,5 V
zinc-aire	zinc	óxido de magnesio+ carbón	hidróxido de potasio	1,4 V

Figura 2-27 = Baterías de tipo primario

En el caso de la batería de **zinc-aire**, el oxígeno atmosférico es un componente de la reacción química que permite mayor almacenamiento de zinc en la misma, dotando a ésta de mayor vida. Por esta razón se llama a

estas baterías “de larga duración”, y vienen envasadas con un papel autoadhesivo que cubre el ánodo y es retirado antes de ser usada. De esta forma penetra aire por dos orificios, activando la batería.

En la figura 2-28 se observan las curvas aproximadas de duración de los tres tipos de batería mencionados. Nótese la mayor duración de las de zinc-aire.

Todas estas baterías mantienen una tensión eléctrica prácticamente constante hasta que toda la energía química se convierte en eléctrica y se agotan, permitiendo que la salida del audífono se mantenga constante y caiga abruptamente cuando el nivel de voltaje llegue por debajo de un valor crítico.

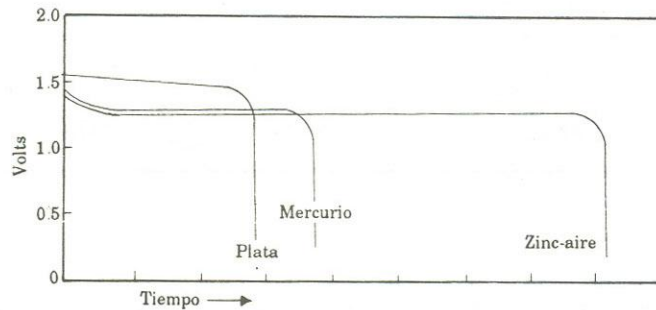


Figura 2-28 = Tensión en distintos tipos de batería en función del tiempo

La batería de tipo secundario (acumulador) utilizada en audífonos, es la de níquel-cadmio; el primer material corresponde al ánodo y el segundo al cátodo. Como electrolito se usa hidróxido de potasio.

En la fig. 2-29 se observa el esquema convencional utilizado para simbolizar una batería, junto a la vista exterior de tres tipos comunes de baterías usadas en audífonos.

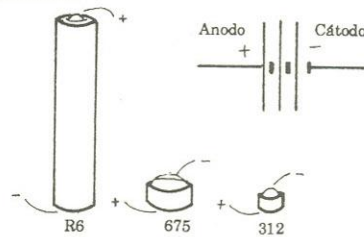


Figura 2-29 = Distintos tipos de pilas en audífonos y esquema circuital de una batería

RENDIMIENTO ELECTROACUSTICO DE LOS AUDIFONOS

Es necesario tener un conocimiento profundo de las características electroacústicas para el mejor entendimiento de las hojas técnicas de los audífonos, así como para su selección, manejo y uso.

Las características fundamentales que rigen la “performance” de los audífonos son las siguientes:

- **Potencia acústica de entrada (input):** Se define como la intensidad sonora aplicada sobre el micrófono del audífono, y en general está expresada en dB SPL.

- **Ganancia acústica (gain):** Es la cantidad expresada en dB por la cual la intensidad sonora entregada por el auricular del audífono excede a la intensidad sonora aplicada sobre el micrófono.

Ej.: Si se aplican 60 dB SPL al micrófono y se miden 110 dB SPL en la salida del auricular, la ganancia es la diferencia entre los valores $110 - 60 = 50$ dB (Fig. 2-30).

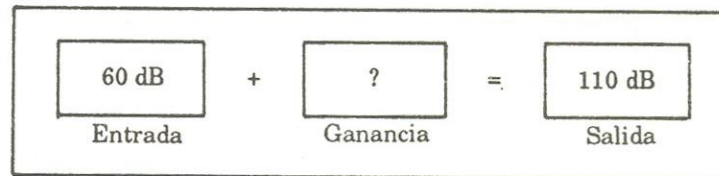


Figura 2-30 = Ganancia acústica

- **Potencia acústica de salida (output):** Se define como la suma en dB de la intensidad sonora aplicada sobre el micrófono en dB SPL, más la ganancia acústica provista por el audífono en dB.

Ej.: Si se aplican al micrófono 60 dB SPL y la ganancia es de 50 dB, la salida del auricular es igual a la suma de los valores $60 + 50 = 110$ dB (Fig. 2-31).

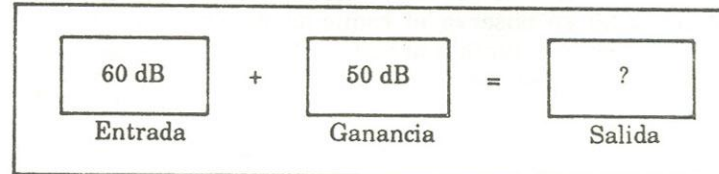


Figura 2-31 = Potencia acústica de salida

- **Nivel de presión sonora de saturación (SSPL):** Esta característica es comúnmente llamada saturación, sobrecarga o máxima potencia de salida.

Se llama saturación de un audífono a la máxima potencia de salida que el audífono puede producir para una posición dada de sus presets de ajuste, independientemente de la potencia de entrada. El nivel de saturación está determinado por los componentes y por el diseño circuital del audífono.

Ej.: Para un caso hipotético el audífono presenta una ganancia de 50 dB y satura a un nivel de 120 dB SPL; por más que se aumente la potencia de entrada la salida no puede sobrepasar los 120 dB SPL (Fig. 2-32).

ENTRADA	+	GANANCIA	=	SALIDA
40 dB		50 dB		90 dB
50		50		100
60		50		110
70		50		120 ← SATURACION
80		50		120
90		50		120

Figura 2-32= Nivel de presión sonora de saturación

- **Respuesta en frecuencia:** Los audífonos no amplifican todas las frecuencias por igual. Los gráficos que muestran la ganancia de un audífono en función de la frecuencia, para un valor constante de la potencia de entrada, se llaman "**curvas de respuesta en frecuencia**" (Fig. 2-33).

La forma de estas curvas depende de la combinación de respuestas en frecuencia del micrófono, del amplificador y del auricular.

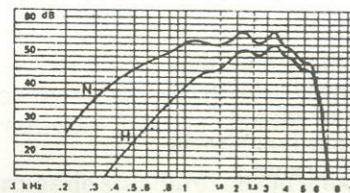


Figura 2-33 = Respuesta en frecuencia

Como se ve en la figura 2-33, con el control de tono en la posición N la ganancia del audífono en 3 K Hz de frecuencia es de 34 dB, mientras que para 2 K Hz es de 53 dB. Se observa como varía la ganancia con la frecuencia.

En los sistemas de audio de alta fidelidad se busca que la ganancia sea igual en todas las frecuencias, es decir una respuesta en frecuencia plana (Fig. 2-34).

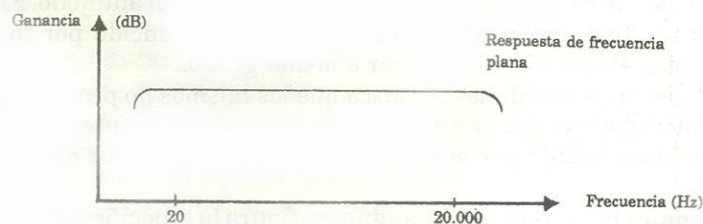


Figura 2-34 = Respuesta en frecuencia en los sistemas de audio

En los audífonos no se desea una respuesta plana sino del tipo de la fig. 2-33, ya que esta respuesta en frecuencia es la que mejor resultados acústicos brinda en oídos hipoacúsicos.

Ej.: Como se ve en la práctica diaria, en general hace falta amplificar más los tonos agudos frente a los graves; si se observa la fig. 2-33 se ve cómo el audífono amplifica más (tiene más ganancia) en medias y altas frecuencias que en bajas frecuencias.

- **Distorsión:** Se llama así a una falta del sistema para reproducir con exactitud una determinada señal presente a la entrada del mismo. Un amplificador produce distorsión cuando al aplicar una señal de entrada, se obtiene a la salida una señal cuyas características no se corresponden con las de la señal de entrada. Cualquier diferencia o componente adicional que aparezca (con la sola excepción de un cambio en amplitud debido al proceso de amplificación), es llamado distorsión.

Teniendo en cuenta esta definición, todos los audífonos presentan en mayor o menor medida alguna forma de distorsión, las cuales pueden ser generadas en sus distintas etapas amplificadoras y/o en las transductoras.

Normalmente la distorsión es un efecto indeseable; sin embargo una respuesta en frecuencia que no es plana provoca distorsión, y esta característica es producida deliberadamente en los audífonos pues permite los mejores resultados para la adaptación. Desde este punto de vista sería más conveniente llamar a este tipo de distorsión como **fidelidad controlada**.

Los diferentes tipos de distorsión que han sido identificados para uso en audífonos son:

- a) Distorsión por alinealidad
- b) Distorsión por frecuencia
- c) Distorsión por fase
- d) Distorsión por transitorio
- e) Distorsión por ruido

Escapa de los marcos de este capítulo profundizar más en este tema, pero se puede decir que la distorsión por ruido es una de las que más interesan, ya que figura en las hojas técnicas de algunas marcas de audífonos. También son tema de investigación la influencia de la distorsión por alinealidad y frecuencia, sobre todo en la zona de frecuencias graves de los audífonos.

- **Relacion señal/ruido:** La relación señal a ruido (s/n) es la diferencia en dB entre la señal y el ruido producido en el sistema; muchos usan esta medición para determinar el nivel de ruido inherente al audífono. Es lo que se llama también **distorsión por ruido** y es producido por todos los componentes electrónicos en mayor o menor grado.

En el diseño de audífonos se busca que los mismos no produzcan ruido a la salida, o que éste sea mínimo. Una de las mayores fuentes de ruido son los micrófonos, siendo por el momento menos ruidosos los de tipo "electret".

En algunas hojas técnicas de audífonos figura la especificación del ruido producido por el mismo, como la señal equivalente a la entrada en dB que produce a la salida el mismo nivel de ruido (Fig. 2-35).

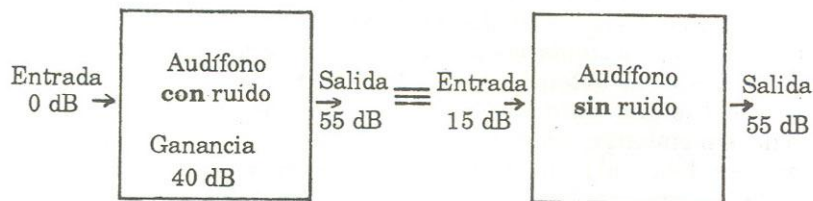


Figura 2-35 = Relación señal/ruido

El hipotético audífono de la fig. 2-35 posee entonces una señal de ruido equivalente de entrada de 15 dB.

MÉTODOS PARA MEDIR Y EXPRESAR EL FUNCIONAMIENTO DE AUDÍFONOS

Diferentes métodos han sido desarrollados para permitir una más exacta comparación entre diferentes audífonos y una mayor comprensión de los mismos.

Las normas de medición "standardizadas" más utilizadas son:

ANSI (American National Standards Institute)
HAIC (Hearing Aid Industry Conference)
IEC (International Electrotechnical Commission)

También existen normas de standardización alemanas y japonesas, que tienden a seguir a las mencionadas anteriormente con pequeñas diferencias.

Como las mediciones de potencia de salida, ganancia, respuesta en frecuencia, etc. se realizan con metodologías y cavidades diferentes según con que norma se trabaja, es muy importante no olvidar que para comparar audífonos se deben tener datos técnicos de los mismos obtenidos en las mismas condiciones, es decir, utilizando datos medidos con la misma norma standard.

Algunas de las mediciones que se pueden realizar son las siguientes:

- **Curva de modulación máxima según IEC (OSPL 90)**

En una cámara anecoica se genera un tono sinusoidal puro de frecuencia variable, pero con una presión acústica constante de 90 dB. El audífono que se desea medir se coloca en esta cámara bajo determinadas condiciones; el regulador de volumen y posiblemente otros mandos de ajuste se encuentran en la posición máxima, es decir en la condición en que el audífono ha de rendir al máximo. El micrófono del audífono capta estos tonos y el auricular los reproduce a través del llamado oído artificial.

En principio un oído artificial consta de un cilindro metálico al que se ha fijado un micrófono de medida calibrado. Encima de la membrana del micrófono se encuentra una pequeña cámara (2cc) que imita el espacio en el conducto auditivo cerrado. El audífono que se mide se acopla, bajo determinadas condiciones, al oído artificial.

Un registrador automático anota la reproducción sobre una tira de papel. La línea así obtenida es la curva máxima de modulación que representa el rendimiento máximo de ese audífono a cada frecuencia.

Puede, sin embargo, ocurrir que esta línea no diga cuál es la potencia máxima de salida real a una determinada frecuencia. Determinados fenómenos de saturación eléctrica en el amplificador del audífono, pueden hacer que a una señal de entrada más débil o más fuerte la presión acústica sea superior a 90 dB.

Para determinados fines pueden también aplicarse señales de entrada con una presión acústica de 50, 60, 70, 80, 90 e incluso 100 dB, lo cual origina una "combinación de curvas" que permite conocer los comportamientos acústicos de un audífono (Fig. 2-36).

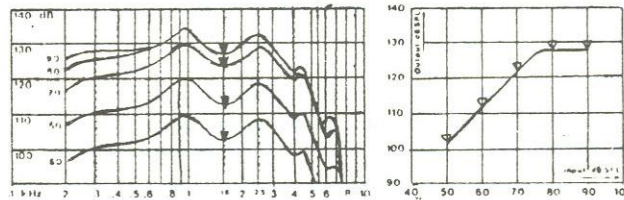


Figura 2-36 = Curva de modulación máxima según IEC

Tratándose de audífonos con compresión se elige como señal de entrada 100 dB, pues de esta forma puede juzgarse mejor el trayecto efectivo del ajuste automático de potencia (Fig. 2-37).

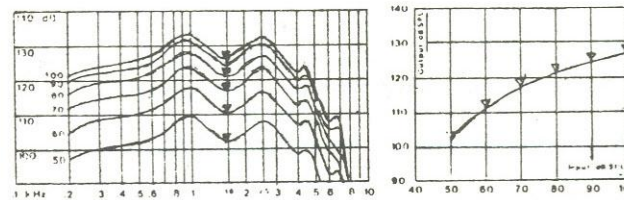


Figura 2-37 = Curva de modulación máxima según IEC (audífono con compresión)

• La ganancia nominal de la prueba de referencia, según IEC

La ganancia nominal de la prueba de referencia es el punto de partida para diferentes mediciones acústicas y eléctricas, como por ejemplo: característica de frecuencia, mediciones de ruido y consumo de corriente. La ganancia nominal de la prueba de referencia se puede definir diciendo que es la amplificación necesaria para, a una presión acústica de entrada de 60 dB, lograr en el oído artificial otra de salida de 15 dB por debajo del valor

OSPL 90, medido a la frecuencia de prueba de referencia de 1.600 Hz, que es el equivalente del OSPL 90 - 75 dB (Fig. 2-38).

En el caso de que la amplificación de un determinado audífono no lo permitiera, entonces la amplificación máxima a 1.600 Hz será la ganancia nominal de prueba de referencia.

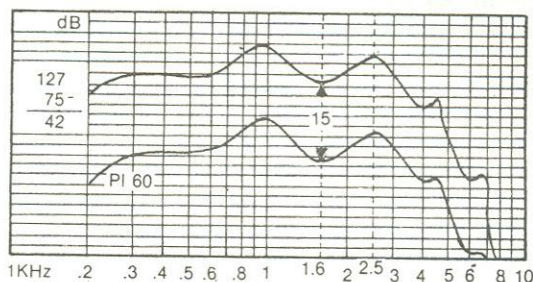


Figura 2-38 = Ganancia nominal de la prueba de referencia según IEC

• **Curva básica de la respuesta en frecuencia según IEC.**

Los datos proporcionados por la característica de frecuencia, permiten saber si el audífono sirve o no para una determinada anomalía auditiva. Para ello han de conocerse los datos para casi todas las posiciones del regulador de volumen y presiones acústicas existentes, desde el susurro hasta el grito.

Por ser esto prácticamente imposible de representar gráficamente, se eligió una gráfica que da una imagen clara de la posición media utilizada por el usuario.

La curva básica de respuesta en frecuencia se mide con el regulador de volumen en la posición ganancia nominal de referencia "nominal reference test gain". En esta gráfica se lee directamente la amplificación para cada frecuencia, a diferencia de las gráficas ANSI que parten de otra definición, en las que la característica de frecuencia se representa bajo la condición: entrada de 60 dB y salida de 100 dB a 1.000 Hz. A modo de complemento, en estos gráficos, se representa a menudo el margen operacional del regulador de tono (Fig. 2-39).

Si la amplificación de un determinado tipo de audífono no fuera suficiente para alcanzar el valor establecido, como característica de frecuencia nominal se señalará la curva máxima de amplificación a una entrada de 60 dB.

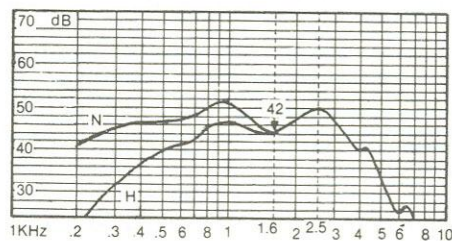


Figura 2-39 = Curva básica de respuesta en frecuencia según IEC.

• Mediciones Kemar

Las mediciones con el maniquí Kemar tienen por finalidad conocer mejor los comportamientos del sonido dentro y en torno al oído humano. El pabellón de la oreja, pero sobre todo el conducto auditivo, son muy importantes en la captación del sonido; también influyen efectos de sombra y reflexiones de la cabeza y torso.

Se ha comprobado que las resonancias naturales del conducto auditivo amplifican mucho sonidos de unos 2,5 KHz. Pero como el uso de un audífono cierra este conducto con el molde de oído, esto distorsiona las percepciones normales del sonido.

Por ello y para conocer cómo se comporta el sonido en una situación semejante, se han hecho mediciones intrauriculares en un gran número de personas de prueba en condiciones normales, utilizando entre otras cosas un micrófono sonda y un equipo registrador de precisión. A esto se denomina **mediciones in situ**.

Por razones prácticas se "traducen" estos resultados para hacer también estas percepciones del sonido con un simulador de oído: el oído artificial del muñeco Kemar. Esto se denomina **mediciones in situ simuladas**. También aquí cabe constatar un gran número de diferencias, una de ellas, la **curva de ganancia de respuesta de frecuencia de inserción simulada (curva de respuesta de frecuencia SIG)**. Este gráfico representa la diferencia entre las presiones acústicas en el simulador del oído, procedentes del correspondiente audífono, y las presiones acústicas después de retirar el audífono y el molde.

Esta gráfica muestra entonces la amplificación efectiva del audífono en un oído cerrado (Fig. 2-40). Según la norma IEC esta medición se hace también en condiciones de ganancia nominal de referencia.

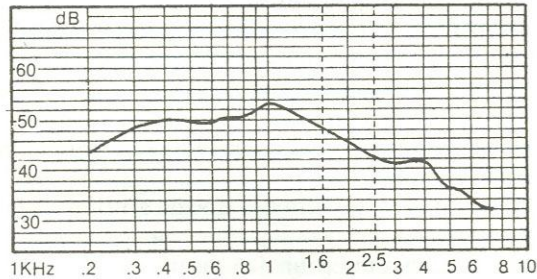


Figura 2-40 = Curva de ganancia de respuesta en frecuencia de inserción simulada (SIG)

Habiendo conocido con el ejemplo anterior como se realizan algunas mediciones de las características electroacústicas de los audífonos, se verán a continuación algunas de las diferencias que introducen las diferentes normas de medición, cuando son llevadas a la práctica:

- La curva de ganancia máxima (full on gain curve) está siendo tomada como la curva de respuesta en frecuencia.
- Para la determinación de la curva de ganancia máxima se debe usar una potencia de entrada de 50 dB, para no producir la saturación del audífono.

Sin embargo en muchos casos se detecta el uso de 60 dB, ya que saturando audífonos de alta ganancia se logran curvas que aparecen a la vista más aplanadas (sin tantos picos).

- Las condiciones de "campo libre" (free field) son reemplazadas por cajas de pruebas (test boxes), produciéndose diferencias grandes en las mediciones de frecuencias muy graves. Además los audífonos medidos en caja de prueba pueden acoplar.

- No hay un standard para expresar la distorsión; ésta es medida y expresada en diferentes formas que no son comparables.

- También existen diferencias en la forma de expresar numérica o gráficamente el comportamiento de los audífonos, como se puede apreciar en las figuras 2-41 y 2-42.

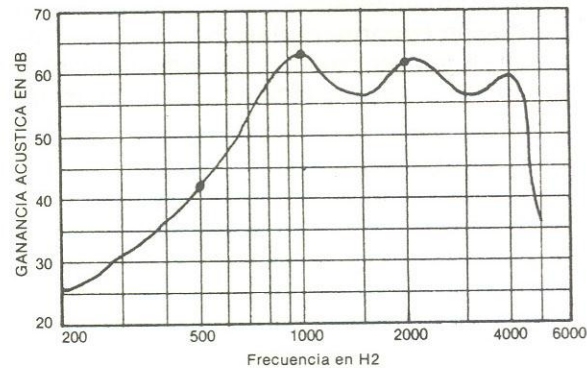


Figura 2-41 - Curva de ganancia máxima en dB

Ganancia pico = punto pico del gráfico = 113 dB a 1.000 Hz

$$\text{Ganancia HAIC} = \frac{\text{Gan. a 500 Hz} + \text{Gan. a 1.000 Hz} + \text{Gan. a 2.000 Hz}}{3} = \frac{42 \text{ dB} + 63 \text{ dB} + 61 \text{ dB}}{3} = 55 \text{ dB}$$

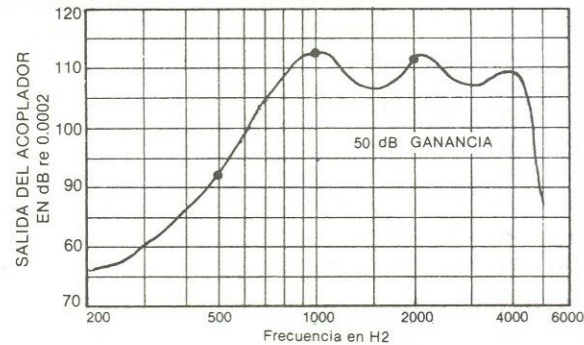


Figura 2-42 = Curva de ganancia máxima indicada en dB de la salida máxima del acoplador

Ganancia pico = punto pico del gráfico = 113 dB a 1.000 Hz; Entrada = 50 dB;

Ganancia pico = 113 dB - 50 dB = 63 dB a 1.000 Hz

Frecuencia	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz
SSPL	92 dB	113 dB	111 dB
Entrada	50 dB	50 dB	50 dB
Ganancia	42 dB	63 dB	61 dB

$$\text{Ganancia HAIC} = \frac{42 \text{ dB} + 63 \text{ dB} + 61 \text{ dB}}{3} = 55 \text{ dB}$$

CONTROLES DE AJUSTE DE LOS AUDIFONOS

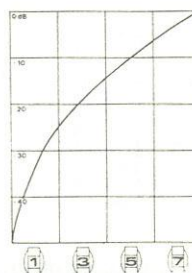
Vistas las características electroacústicas básicas de los audífonos, se debe agregar que en la mayoría de los modelos dichas características pueden ser variadas y ajustadas por el audioprotesista, dentro de cierto rango, de acuerdo a las necesidades del paciente.

Control de volumen

Es un potenciómetro (resistencia variable) circular que permite graduar la ganancia del audífono al nivel de audición más adecuado en cada situación. Como es externo puede ser manejado por el paciente.

La relación entre la rotación del control de volumen y la cantidad de amplificación no es lineal como se puede ver en la figura 2-43, y el rango de variación es aproximadamente de 30 a 40 dB. Esto significa que si un audífono tiene una ganancia máxima de 60 dB y un rango de amplificación de 30 dB, la ganancia mínima (con el volumen en mínimo) será de 30 dB.

Figura 2-43 = Curva de disminución del control de volumen



Controles de tonalidad

Los controles de tono producen sensaciones relativas entre los tonos de bajas y altas frecuencias de las señales que pasan por el audífono, y éstas se producen por medio de "filtros".

- **Control H:** Enfatiza los tonos de alta frecuencia frente a los de baja frecuencia, filtrando a estos últimos. Por lo tanto se produce una disminución de la ganancia media del audífono, que puede ser compensada, si es necesario, con un aumento del volumen del mismo.

- **Control L:** Enfatiza los tonos de baja frecuencia frente a los de alta frecuencia, en forma análoga al anterior.

Como ejemplo del funcionamiento de estos controles se pueden ver en las figuras 2-44 y 2-45 las curvas de respuesta en frecuencia de un audífono. Se observa claramente que el control H filtra los graves y el control L los agudos, respecto a la condición normal N.

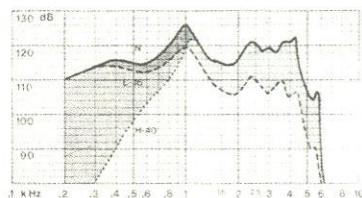


Figura 2-44 = Curva de respuesta en frecuencia medida con un acoplador de 2cc - Efecto del control de tono

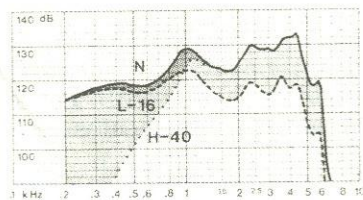


Figura 2-45 = Curva de respuesta en frecuencia medida con un acoplador O.E.S. -Efecto del control de tono

Control de bobina telefónica

Algunos audífonos (especialmente aquellos diseñados para educación) poseen en la llave de encendido una posición que les permite usar el micrófono y la bobina telefónica en forma simultánea, y a esta combinación se la llama generalmente MT. La "cantidad de mezcla" puede ser modificada por un control (Fig. 2-46).

Figura 2-46 = Dos modelos de controles de bobina telefónica



Sistemas limitadores

Los audífonos poseen circuitos que permiten a los pacientes sobrellevar los problemas ocasionados por una pobre tolerancia a los sonidos fuertes o un reducido rango dinámico de audición aceptable. Estos circuitos forman los llamados sistemas limitadores, que causan una reducción de la ganancia del audífono o bien una limitación en la potencia de salida del audífono, cuando los niveles del sonido alcanzan un determinado valor.

Para continuar desarrollando este tema se verá lo que significa la amplificación lineal. La figura 2-47 muestra un audífono amplificando linealmente.

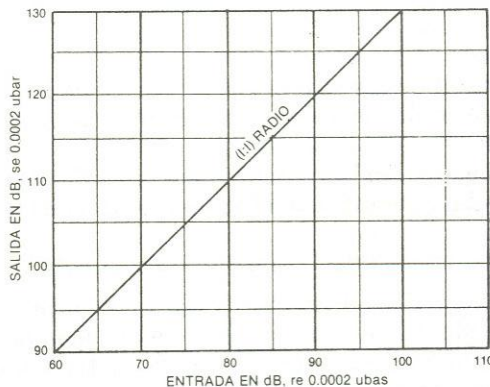


Figura 2-47 = Amplificación lineal normal

En la figura 2-47 se ve que:

Cuando la potencia de entrada se incrementa 10 dB desde 60 a 70 dB, la salida también se incrementa 10 dB de 90 a 100 dB. Por lo tanto, la relación entre los incrementos de entrada a los incrementos de salida es 1:1

$$\frac{\text{entrada}}{\text{salida}} = \frac{10 \text{ dB}}{10 \text{ dB}} = \frac{1}{1}$$

Es decir, que cualquier cambio en la potencia de entrada produce el mismo cambio en la potencia de salida. La ganancia es constante sobre todo el rango de operación y vale 30 dB; también se puede observar que la pendiente de la recta es de 45°, que es una muestra de la ganancia constante.

Si el nivel de la entrada sigue aumentando se alcanza la saturación, y a partir de allí no se siguen produciendo aumentos en la potencia de salida y el audífono deja de amplificar linealmente (Fig. 2-48).

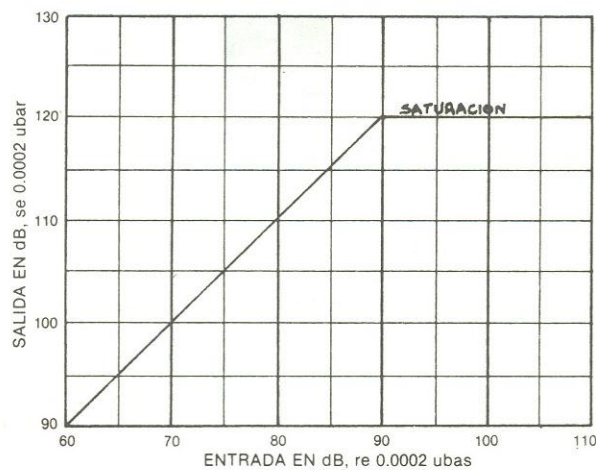


Figura 2-48 = Amplificación lineal normal y saturación

Los circuitos limitadores se pueden dividir en dos grandes grupos:

A) Aquellos que actúan en forma instantánea, limitando la potencia de salida

B) Aquellos que regulan la ganancia dependiendo del nivel de potencia de una señal pasada, y por lo tanto no pueden actuar en forma instantánea.

A) Sistemas limitadores de la potencia de salida:

También llamado Peak Clipping (PC), es la forma más simple de limitadores de salida. Produce el "recorte" de uno o ambos extremos en la amplitud de la señal, cuando ésta alcanza un determinado nivel en que puede ser ajustada con el control PC o P que poseen los audífonos (Fig. 2-49).

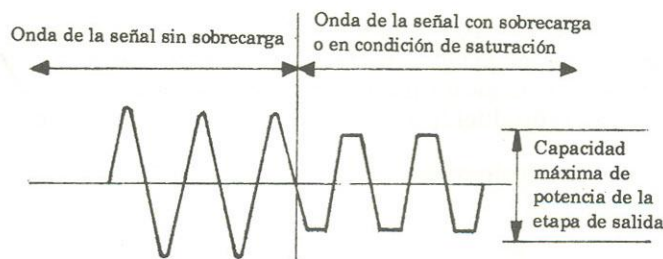


Figura 2-49 = *Peak clipping simétrico*

Las ventajas del PC son: es fácil de ajustar, mantiene la amplificación lineal sobre un amplio rango de potencias de entrada, y actúa instantáneamente.

Su principal desventaja es que produce distorsión armónica cuando se alcanza el nivel de recorte de señal de salida, aunque todavía no ha sido probado que esto disminuya la discriminación del paciente.

Para aminorar el problema de la distorsión se han desarrollado circuitos que redondean los picos recortados, como se puede ver en la fig. 2-50.

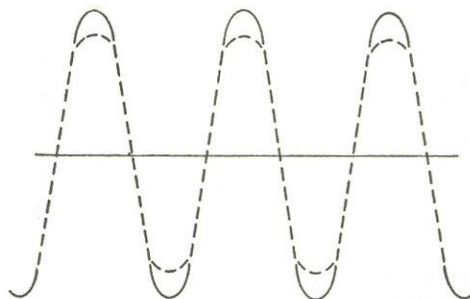


Figura 2-50 = *Efectos de redondeamiento de picos o Peak Clipping suave*

B) Sistemas reguladores de la ganancia (AGC):

La característica principal de estos sistemas es que poseen un circuito electrónico que "sensa" o "realimenta" una muestra de la señal a amplificar, para modificar la ganancia del audífono de acuerdo a los cambios que se produzcan en el nivel de la señal de entrada o salida, según sea un sistema de compresión dependiente de la señal de entrada o dependiente de la salida.

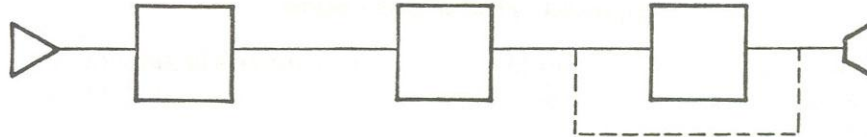
Ya que se ha mencionado el término "Compresión", se puede agregar que un audífono posee compresión cuando la señal de salida es mantenida dentro de una amplitud dada para incrementos dados en la señal de entrada.

Un sistema que posee "Compresión" contendrá en general las siguientes características:

1- La característica de amplificación de entrada/salida es menor que uno, sobre una gran parte del rango de operación.

- 2- Posee circuitos de realimentación (Fig. 2-51).
- 3- La realimentación produce retrasos en el tiempo de actuación, ya que el circuito no reacciona en forma instantánea (tiempo cero).
- 4- La señal es reproducida sin introducir una distorsión significativa.

Realimentación alrededor de la etapa de salida (AGC de salida)



Realimentación alrededor de las etapas de ganancia (AGC de entrada)

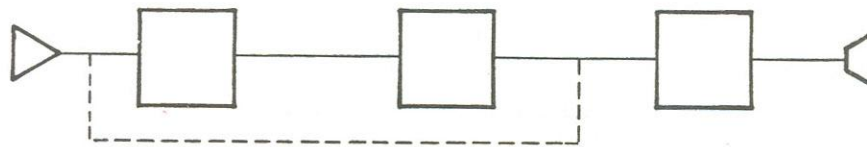


Figura 2-51 = Dos diagramas en bloque que representan la realimentación utilizada para la compresión en los audífonos

En base a estas características se definen ciertos parámetros electroacústicos que describirán el funcionamiento de los sistemas de A 

Ellos son:

- Constantes de tiempo: tiempo de ataque y recuperación
- Rango de compresión
- Punto de compresión
- Factor de compresión

• **Constantes de tiempo:**

En la figura 2-52 se pueden diferenciar bien las constantes de tiempo que se producen debido a que el AGC no actúa en forma instantánea, y por lo tanto, los cambios de ganancia tardan algunos milisegundos en producirse y acomodarse a los nuevos valores, al variar la amplitud de la señal a amplificar.

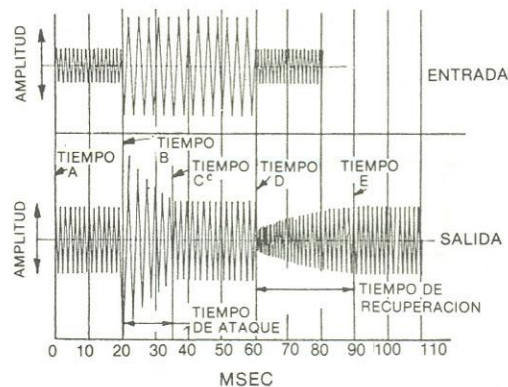


Figura 2-52 = Constantes de tiempo actuando en audífonos con compresión

El “tiempo de ataque” es el tiempo que demora la señal de salida en alcanzar el nuevo valor al producirse un cambio en la amplitud de la entrada. En los mejores audífonos este tiempo es del orden de 2 a 10 mseg.

El “tiempo de recuperación” es la demora que se produce en la señal de salida, para alcanzar su nuevo valor al producirse una disminución en la señal de entrada.

Este tiempo debe ser un poco mayor que el tiempo de ataque porque de ser muy corto podría el AGC seguir las variaciones propias de las ondas instante a instante, sobre todo para medias a bajas frecuencias; además la ganancia entre vocales y consonantes o entre sílabas de una misma palabra varía permanentemente y esto produciría una gran distorsión, llamada “AGC flutter”.

Para aminorar estos problemas se toman tiempos de recuperación del orden de los 50 a 100 mseg.

Este es un compromiso para disminuir el “AGC flutter” y no tener un tiempo de recuperación tan grande que se pierdan sílabas o palabras mientras la ganancia se recupera.

- **Rango de compresión:**

Es la máxima variación en la ganancia que puede producir el AGC. Por ejemplo: si un audífono tiene un rango de 20 dB, entonces su ganancia podría cambiar como máximo de 50 a 70 dB o de 50 a 30 dB, al disminuir o aumentar la señal de entrada. En la práctica este rango toma valores entre 5 a 25 dB.

- **Factor de compresión:**

La relación entre el cambio de la señal de entrada en dB SPL y el correspondiente cambio en la señal de salida en dB SPL se denomina “relación de compresión” o “factor de compresión”.

En las figuras 2-53 y 2-54 se pueden observar distintas relaciones de compresiones y se nota que cuanto más inclinada está la “recta” de entrada-salida, es decir, más se aparta de la “recta lineal” de 45° de pendiente (audífono lineal), más comprime el sistema de AGC.

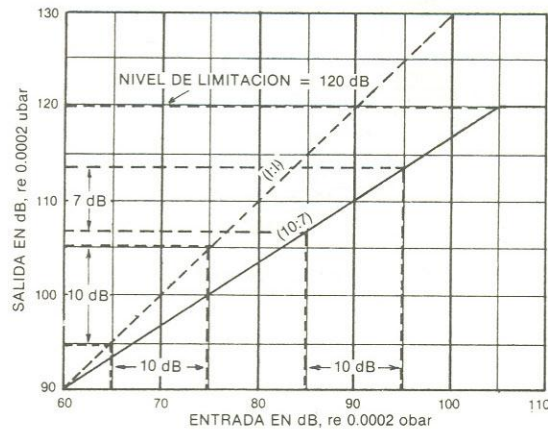


Figura 2-53 = Relaciones típicas de amplificación de entrada-salida en audífonos lineales y con compresión

- la curva 1:1 representa la amplificación lineal
- la curva 1:7 muestra los resultados de la amplificación comprimida con 7 dB de salida por cada 10 dB de aumento de entrada

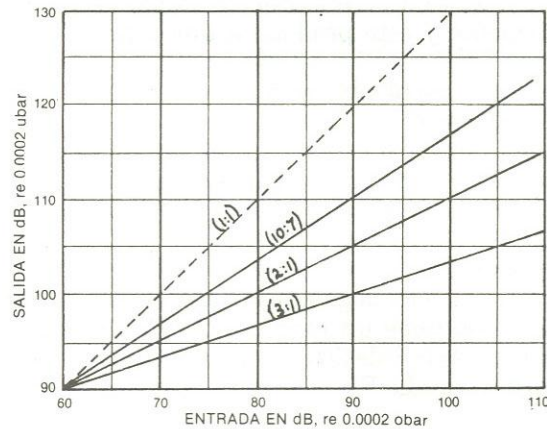


Figura 2-54 = Variedad posible de factores de compresión en amplificación

En la práctica el factor de compresión puede encontrarse entre 1,5:1 y 5:1. Es decir: un factor de compresión de 5:1 significa que una variación de 5 dB SPL en la señal de entrada producirá una variación de sólo 1dB SPL en la señal de salida; por lo tanto la señal se comprimirá enormemente.

• **Punto de compresión:**

Es el nivel de la señal en dB SPL a partir del cual empieza a actuar el sistema de AGC (Fig. 2-55).

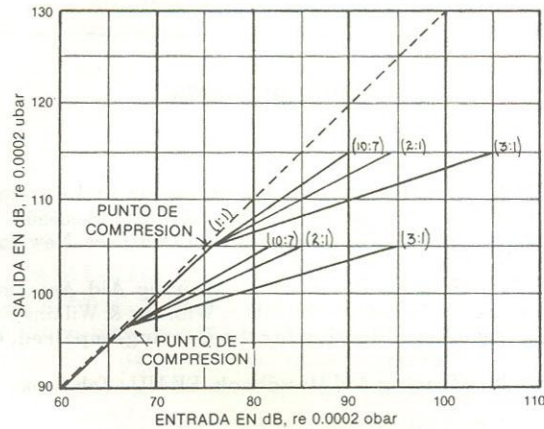


Figura 2-55 = Punto de compresión en el cual empieza a actuar el sistema de AGC

Las figuras 2-56 y 2-57 corresponden a un audífono con compresión en la entrada. Se ve en ellos como actúa el control del factor de compresión (control CR) y el control del punto de compresión (control AGC). (FOG: es la abreviatura de Full On Gain = Máxima Ganancia o Volumen).

Figura 2-56 = Curvas de entrada/salida (O.E.S.) Influencia de la relación de compresión y el control de volumen (-20 dB) a 1600 Hz

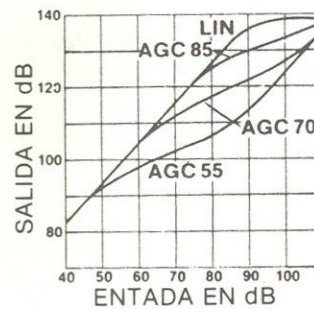
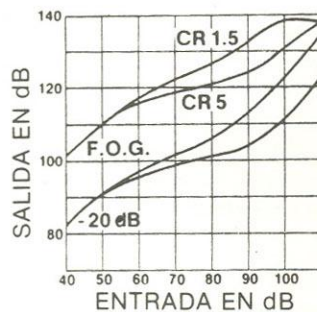


Figura 2-57 = Curvas de entrada/salida (O.E.S.) Influencia del mando AGC a 1600 Hz

Para concluir se puede decir que tanto los sistemas limitadores por PC o por AGC tienen sus ventajas y desventajas, y que en la práctica puede resultar uno tan bueno como el otro, según el caso.

En definitiva, la opinión sobre el audífono es mejor evaluada por quien lo debe usar...

BIBLIOGRAFIA

Berger, K. (1974). **The Hearing aid, it's operation and development**. Michigan (EE.UU.). The National Hearing Aid Society, Ed. 3 Livonia, 2ª edición.

Davis, H. y Silverman, S.R. (1978). **Hearing and Deafness**. New York (EE.UU.): Holt-Rinehart and Winston Editores, 4ª edición.

Hodgson, W. R. y Skinner, P. H. (1978). **Hearing Aid Assesment and Use in Audiologic Habilitation**. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins Editores, 2ª edición.

Pollack, M.C. (1988). **Amplification for the Hearing-Impaired**. Orlando (EE.UU.): Grune & Stratton Inc., 3ª edición.

Staab, W.J. (1978). **Hearing Aid Handbook**. EE.UU.: Tab Books, 1ª edición.

III

EL MOLDE DE OIDO

Flga. Laura E. Abal de Cárrega

El rendimiento de un audífono está determinado por la interacción del micrófono, el amplificador y las características del sistema auricular-molde, modificados por las propiedades acústicas del cuerpo, la cabeza y el conducto auditivo externo (C.A.E.) del paciente.

El molde de oído es una parte integral de la cadena electroacústica que comienza en el micrófono del audífono y termina en el conducto auditivo del paciente. Es el dispositivo individualmente fabricado que encaja en el oído externo, y conduce el sonido amplificado a través del C.A.E. en dirección al tímpano.

FUNCIONES

El molde tiene varias funciones:

1) **Unión entre el audífono y el oído del paciente:** actúa como lazo físico, dirigiendo el sonido reproducido por el otoamplífono, desde el auricular hacia la membrana timpánica.

2) **Sostén del audífono en el oído:** asegura la correcta fijación.

3) **Sello acústico del C.A.E.:** obtura o sella el conducto auditivo externo e impide el escape del sonido amplificado, para evitar la retroalimentación del micrófono y los silbidos consiguientes (feedback acústico o efecto Larsen). Debe minimizar dicho feedback acústico para aumentar la ganancia usable del audífono.

4) **Modificación acústica de la señal producida por el audífono:** varía el rendimiento del audífono en frecuencia e intensidad, modifica su curva de respuesta en frecuencia. Por lo tanto, la elección del tipo de molde dependerá de las características acústicas que se deseen lograr en la salida del otoamplífono.

ANATOMIA DEL OIDO EXTERNO - SU RELACION CON UN MOLDE DE OIDO

Para comprender mejor las explicaciones que se darán más adelante sobre las técnicas de impresiones de oído y los diferentes tipos de moldes, es necesario recordar la conformación del oído externo.

Comprende dos partes:

- 1) una expansión laminar llamada **pabellón de la oreja**.
- 2) una parte interna que es continuación de la precedente, el **conducto auditivo externo**.

El **pabellón** presenta un gran número de eminencias y depresiones que le dan un aspecto muy irregular y característico. Ellas son: la concha auricular (cymba + cavum), el hélix, el trago, el ante-hélix, el antitrago, el lóbulo, etc.

El **conducto auditivo externo** está constituido por dos porciones bien distintas: una interna que es ósea y una externa que es fibrocartilaginosa. No es regularmente cilíndrico sino un poco aplanado de adelante hacia atrás, y su dirección no es rectilínea sino como una "S" itálica. La longitud media es de 24 mm.

Las partes del oído externo son de considerable importancia al hacer un molde de oído. La figura 3-1 muestra un oído externo y un molde, y se usa para la identificación de sus partes el mismo sistema de numeración en las dos figuras (McHugh y Morgan, 1988).

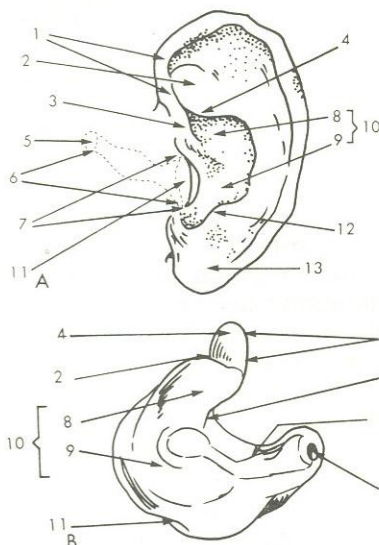


Figura 3-1. Partes del oído externo y su relación con un molde de oído

A) Oído externo:

- 1 - Hélix
- 2 - Fosita del ante-hélix
- 3 - Espina o apófisis del hélix
- 4 - Ante-hélix
- 5 - Membrana timpánica
- 6 - Conducto auditivo externo
- 7 - Entrada del conducto auditivo externo

B) Molde standard

- 8 - Cymba
- 9 - Cavum
- 10 - Concha auricular
- 11 - Trago
- 12 - Antitrago
- 13 - Lóbulo

PARTES DE UN MOLDE DE OIDO

(Staab, 1978)

Para entender mejor los diferentes tipos de moldes, es necesario conocer sus partes más importantes. Ellas son:

- **Conducto:** parte que se introduce en el C.A.E. del paciente (Fig. 3-2, 3-3 y 3-4).
- **Aro de sostén:** parte delgada y semicircular del molde skeleton que sigue el contorno posterior de la concha auricular (Fig. 3-2).
- **Puente:** porción extendida entre el conducto y la unión del aro de sostén al hélix (Fig. 3-2 y 3-3).
- **Hélix:** segmento que se ubica en el hélix del oído (Fig. 3-2, 3-3 y 3-4).
- **Concha o bowl:** parte del molde receptor y shell que cubre la concha auricular (Fig. 3-3 y 3-4).
- **Perforación central:** perforación que se extiende a lo largo del conducto, y que constituye un canal para el paso del sonido (Fig. 3-2, 3-3 y 3-4).
- **Tubería plástica:** tubo para la conexión del molde al codillo del audífono retroauricular, o a la audigafa (Fig. 3-2 y 3-3).
- **Arandela de sostén:** arandela metálica o plástica que se encuentra en la base del molde receptor, y que sirve para la articulación con el auricular del audífono de caja (Fig. 3-4).

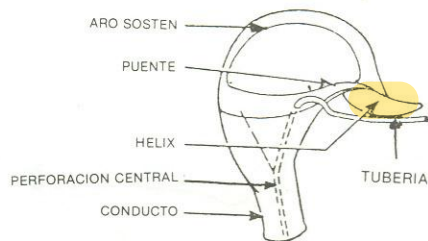


Figura 3-2. Partes de un molde skeleton

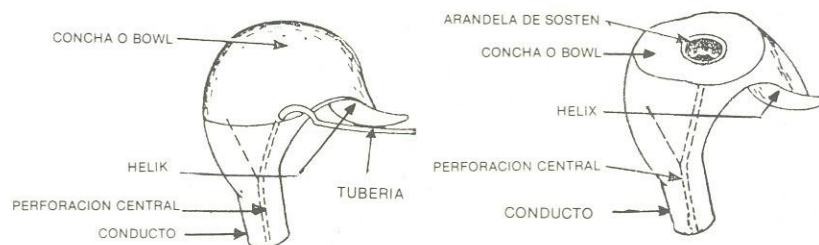


Figura 3-3. Partes de un molde shell

Figura 3-4. Partes de un molde receptor

IMPRESION DEL OIDO

El molde de oído se prepara a partir de una impresión del oído externo. La obtención de la misma constituye una parte muy importante en la adaptación de audífonos.

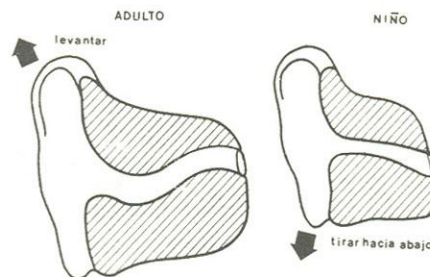
Es fundamental explicar al paciente el procedimiento que se va a seguir, así como informarle que si la primera impresión no es buena, se realizará una segunda o tercera para garantizar la comodidad posterior del molde.

El examen del oído externo es un factor crítico en la toma de la impresión, pues proporciona datos importantes tales como:

- el tamaño de la impresión que se obtendrá.
- la longitud, dirección y diámetro del C.A.E.
- la forma y contorno de la concha auricular y del conducto auditivo.
- la presencia de algún problema: acumulación de cerumen, inflamación, perforación timpánica, infección, presencia de un cuerpo extraño, etc.

Dicho examen se puede realizar con una linterna de oído o con un otoscopio. Para visualizar mejor el C.A.E. y la membrana timpánica, en los pacientes adultos es conveniente tirar del pabellón hacia arriba a fin de enderezar el conducto; en los niños, en cambio, es mejor tirar hacia abajo del lóbulo o del pabellón (Microsonic Inc., 1986), (Figura 3-5).

Figura 3-5. Diferencias en el C.A.E. de adultos y de niños



Es de fundamental importancia tener en cuenta también la información que remite el médico otorrinolaringólogo sobre el oído del paciente.

Materiales para la toma de impresiones

Constantemente la industria perfecciona los materiales para la toma de impresiones de oído. Cada uno de ellos viene con las directivas necesarias para su uso. Existen fundamentalmente dos tipos:

- I) Material de impresión tradicional
- II) Material de impresión a base de siliconas

I) Material de impresión tradicional: se compone de un polvo y de un agente líquido catalizador. Para prepararlo, se vierte el polvo de impresión dentro del líquido de impresión (y no inversamente), y se revuelve con una espátula durante un minuto aproximadamente. Luego se trabaja con los dedos.

Lamentablemente las impresiones obtenidas con este material se deforman con los cambios de temperatura y de humedad, el paso del tiempo, el manipuleo, los traslados, etc.

II) Material de impresión a base de siliconas: se compone de dos sistemas de pastas, un material base en una de ellas y un agente activador o catalizador en la otra. Para prepararlo, se mezclan ambas pastas cuidadosamente con una espátula o con los dedos.

Las características más importantes de este material son su flexibilidad y fidelidad. Además las impresiones son indeformables.

Técnicas para la toma de impresiones

Existen dos métodos:

- I) Técnica de la jeringa
- II) Técnica manual

I) Técnica de la jeringa: recibe este nombre pues se utiliza una jeringa especial para introducir el material en el oído del paciente. Su ventaja mayor es que no se ejercen presiones innecesarias, y la impresión que se obtiene es más perfecta. Por lo tanto, es el método más confiable.

Los pasos a seguir son los siguientes:

- 1) Examinar el oído del paciente y recortar todo crecimiento de pelo.
- 2) Confeccionar un tapón de algodón o de espuma de goma, y atarle un hilo suficientemente largo como para que llegue al exterior. El tamaño del tapón obturador se determinará después de la observación preliminar del tamaño de la abertura del C.A.E.
- 3) Introducir el tapón en el oído del paciente, y ubicarlo exactamente pasando la curvatura (istmo) del C.A.E., de modo que tape todo el diámetro del conducto (Fig. 3-6 y 3-7).

La función del tapón de oído es evitar que el material de impresión llegue al tímpano, y actuar como retención de seguridad en caso de que el material se adhiera a las paredes del C.A.E.

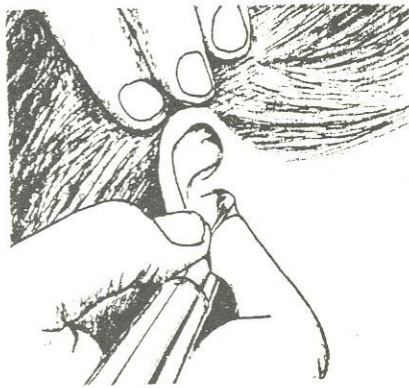


Figura 3-6 = Colocación del tapón en el oído

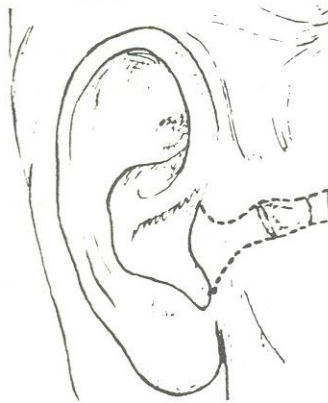


Figura 3-7 = Tapón correctamente colocado en el oído

4) Preparar el material de impresión según las especificaciones del fabricante, y cuando esté listo introducirlo en la jeringa. Cuanto más rápido pueda usarse el material, mejor resultará la impresión (Fig. 3-8).

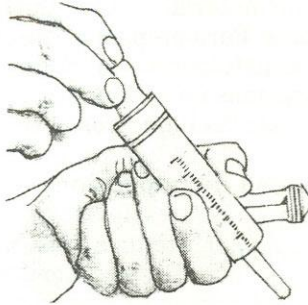


Figure 3-8 = *Introducción del material de impresión en la jeringa*

5) Insertar el émbolo en la jeringa, y empujar suavemente el material hacia el extremo para eliminar las burbujas de aire (Fig. 3-9).

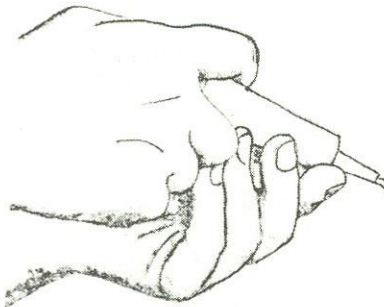


Figura 3-9 = *Eliminación de burbujas de aire*

6) Colocar la punta de la jeringa dentro del conducto (cerca del tapón obturador), y rellenarlo totalmente (Fig. 3-10).

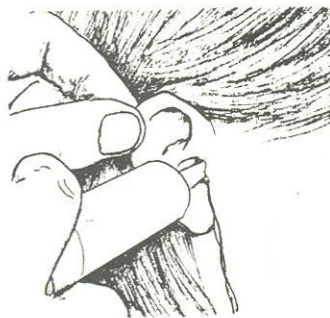


Figura 3-10 = *Forma de rellenar el C.A.E. con el material de impresión*

7) Una vez rellenado el conducto, apartar lentamente la jeringa y llenar la zona del hélix, concha auricular, trago y parte del pabellón de la oreja (Fig. 3-11).

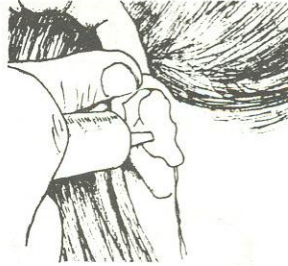


Figura 3-11 = *Forma de rellenar el hélix, concha, trago y pabellón de la oreja con el material de impresión*

Se muestra en la siguiente figura la pasta de impresión después de colocada en el oído. La zona rayada indica el área mínima para ser rellenada por la mezcla (Fig. 3-12).

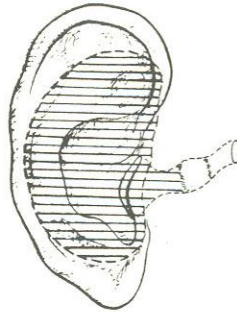


Figura 3-12 = *Area para ser rellenada con el material de impresión*

8) Dejar el tiempo especificado para que endurezca el material en el oído del paciente (generalmente entre 5 y 10 minutos).

9) Sacar cuidadosamente la impresión. La mejor técnica es tirar del pabellón hacia arriba y atrás con una mano, mientras con la otra se toma la impresión en la parte del ante-hélix y se tira hacia arriba y afuera (Fig. 3-13).



Figura 3-13 = *Forma de sacar del oído la impresión obtenida*

- 10) Examinar la impresión, y si no es satisfactoria tomar otra.
- 11) Enviar la impresión a un Laboratorio de Otoplastia para la confección del molde correspondiente. Para ello es necesario embalarla dentro de una caja o recipiente. Si la impresión se tomó con el material tradicional ("polvo-líquido"), la parte que estuvo fuera del oído debe ser pegada con cemento al piso de la caja, a fin de prevenir daños durante el traslado (Fig. 3-14).

Se deben incluir directivas acerca del tipo de molde requerido y del material a utilizar.

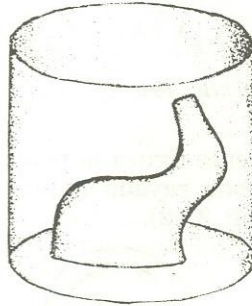


Figura 3-14 = Caja de embalaje para el molde

II) **Técnica manual:** recibe este nombre porque el material de impresión ya preparado, se introduce en el oído del paciente empujando con el dedo índice. Es muy importante no torcer ni deformar el pabellón o el C.A.E., ejerciendo presiones innecesarias (Fig. 3-15).



Figura 3-15 = Técnica manual para la toma de impresiones de oído

Los restantes pasos son similares a los de la técnica anterior.

En la figura 3-16 se muestran una impresión de oído correcta y siete incorrectas, y se indica la causa del error (Microsonic Inc., 1986).

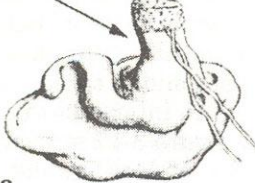
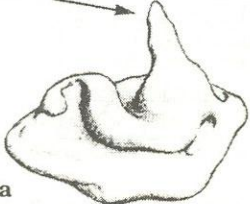
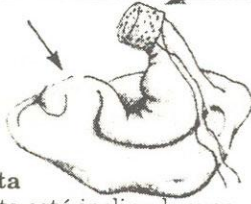
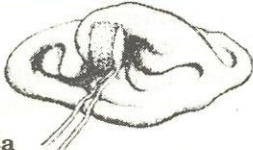
 Correcta El C.A.E, la concha auricular y el hélix están correctamente rellenos. El tapón obturador está bien colocado.	 Incorrecta Insuficiente profundidad del conducto. El tapón no está colocado suficientemente profundo en el C.A.E.
 Incorrecta La zona del conducto no está completamente rellena, debido a la incorrecta colocación del tapón.	 Incorrecta El conducto está inclinado y no totalmente relleno, debido a la incorrecta colocación del tapón. El hélix tampoco está bien relleno.
 Incorrecta La impresión está deformada debido a insuficiente tiempo de curación del material.	 Incorrecta Falta rellenar la zona de la concha auricular.
 Incorrecta La superficie de la impresión no es lisa sino quebrada (presenta marcas). Fue hecha demasiado lentamente.	 Incorrecta La impresión está aplastada y encorvada debido al incorrecto manipuleo y envío al Laboratorio.

Figura 3-16 = Ejemplos de impresiones de oído

MATERIALES DE LOS MOLDES DE OIDO

El tipo de material usado en la confección de un molde es una de las consideraciones importantes en una correcta adaptación.

Lybarger (1985), Berger (1974) y Corell (1978) demostraron que el empleo de diferentes materiales no afecta en forma significativa la transmisión del sonido a través del molde. En cambio, influyen sobre el confort, que es de gran interés para el paciente.

La figura 3-17 muestra las curvas de respuesta en frecuencia obtenida con dos moldes iguales pero confeccionados con diferentes materiales (Berger, 1974).

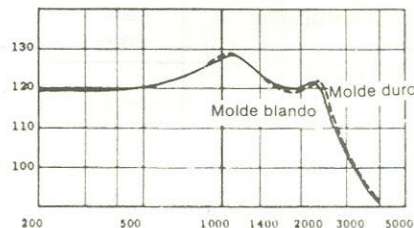


Figura 3-17 = Efectos del material del molde sobre la respuesta en frecuencia

Es necesario hacer una evaluación de las necesidades del paciente antes de decidir cuál material deberá emplearse. Los factores más importantes para su determinación son:

- **requerimientos de ganancia del audífono:** si la ganancia promedio es de hasta 55 dB SPL, se deben elegir moldes de material duro por ser más durables. En cambio, si la ganancia excede los 55 dB SPL, puede ser necesario un molde de material blando para reducir las posibilidades de feedback acústico (Leavitt, 1981).

- **edad del paciente:** a los niños se les debe recomendar materiales blandos y semiblandos, para proteger a la concha auricular y al C.A.E. en los casos de golpes sobre el oído.

- **existencia de problemas alérgicos:** puede haber dermatitis de contacto que requieran el uso de un material hipoalergénico.

- **necesidad de durabilidad:** los materiales duros son más durables que los blandos y semiblandos.

- **preferencia del paciente**

Es posible clasificar a los moldes según su material en:

- moldes duros o rígidos
- moldes blandos y semiblandos
- moldes duros y blandos combinados
- moldes hipoalergénicos

- **Moldes duros o rígidos:** son los más comúnmente usados, y el material que en general se emplea es el **acrílico duro**.

Estos moldes tienen tres propiedades que los hacen muy populares:

1) son durables, 2) pueden ser modificados fácilmente cuando es necesario (pulidos, rellenados, ventilados, etc), y 3) son básicamente no tóxicos.

Presentan dos inconvenientes: 1) no es posible obtener con ellos un sello acústico seguro, produciendo feedback cuando se requiere gran amplificación, y 2) pueden originar daños considerables en el C.A.E. en caso de golpes externos.

- **Moldes blandos y semiblandos:** son más confortables y seguros. En los niños, producen menos riesgo de lastimaduras en el C.A.E. en caso de caídas o golpes durante el juego. En los ancianos también resultan más cómodos de usar, y logran adaptarse mejor a sus conductos auditivos que han perdido elasticidad.

Ofrecen mejor sello acústico que los moldes rígidos, y por lo tanto sirven para pérdidas auditivas más severas.

Su durabilidad es menor que la de los moldes duros, y se deforman y endurecen con el tiempo. Esto no representa un problema con los niños pequeños que deben renovar sus moldes cada 3-6 meses; en cambio, con los adultos esta consideración se torna más importante (Leavitt, 1981).

Los materiales más usados son el **acrílico flexible** y el **PVC**.

- **Moldes duros y blandos combinados:** son los que están hechos con dos materiales diferentes. Combinan la **porción exterior de acrílico duro** para proporcionar **mayor duración y apariencia cosmética**, y la **extremidad de material blando** para un máximo confort. Son moldes ideales para los niños (Fig. 3-18).

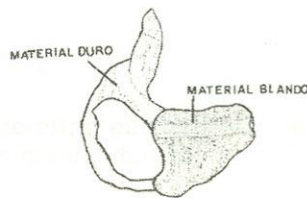


Figura 3-18 = Molde duro y blando combinado

- **Moldes hipoalergénicos:** son aquellos confeccionados con materiales que no producen reacciones alérgicas.

Se indican en pacientes con antecedentes de eczema o irritación del conducto auditivo externo. Su apariencia cosmética no es tan buena. Los materiales más usados son la **silicona** y el **polietileno**.

SELECCION DEL TIPO DE MOLDE

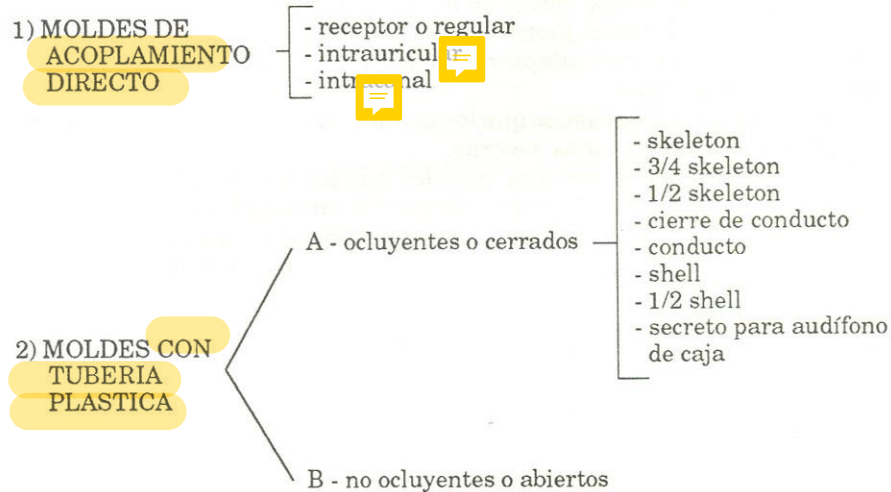
En 1970 "The National Association of Earmold Laboratories" (NAEL) de los Estados Unidos, estandarizó la terminología referente a los distintos tipos de moldes.

Al seleccionar el tipo de molde la fonoaudióloga se enfrenta a:

- I) Opciones de tipo físico
- II) Opciones acústicas

I) OPCIONES DE TIPO FISICO

Existen diferentes tipos de moldes en cuanto a su configuración física, entre los cuales se debe seleccionar el más apropiado para cada paciente en particular:



1) MOLDES DE ACOPLAMIENTO DIRECTO

Estos moldes se acoplan al audífono directamente, sin tubería plástica de conexión.

- **Receptor o regular:** fue llamado anteriormente molde standard, común o convencional. Se usa con los audífonos que tienen receptor externo, como los audífonos de caja.

Es un molde sólido que obtura totalmente el C.A.E. y la concha auricular. Presenta en la base una arandela metálica o plástica que sirve para la conexión a presión con el auricular del audífono de caja (Fig. 3-19).

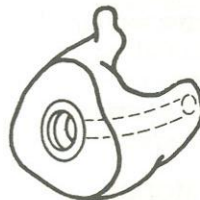


Figura 3-19 = Molde receptor

- **Intraauricular:** es el molde diseñado para sostener en el oído al audífono intraauricular.

Existen dos tipos:

a) *modular*: el molde y el audífono son dos módulos separados que se unen en el oído del paciente constituyendo una unidad (Fig. 3-20).

Como las cajas de los audífonos en los instrumentos modulares son todas diferentes, existen también distintos tipos de moldes.

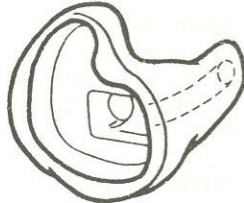


Figura 3-20 = Molde intraauricular modular

b) *custom shell*: consiste en un molde shell hueco en cuyo interior se ubican los elementos constitutivos del audífono (Fig. 3-21).

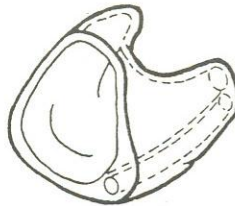


Figura 3-21 = Molde intraauricular custom shell

- **Intracanal**: es un molde hueco del C.A.E. diseñado para sostener en el oído al audífono intracanal. Los elementos constitutivos del audífono se ubican en su interior (Fig. 3-22 y 3-23).

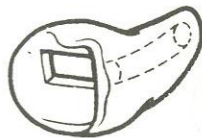


Figura 3-22 = Molde intracanal modular



Figura 3-23 = Molde intracanal custom shell

2) MOLDES CON TUBERÍA PLÁSTICA

Son los llamados "moldes secretos", que se usan con audífonos retroauriculares y audigafas donde el receptor es interno, y excepcionalmente con audífonos de caja que poseen receptor externo. La conexión acústica entre el audífono y el molde se hace por medio de una tubería plástica llamada vulgarmente "spaghetti".

En 1970, "The National Association of Earmold Laboratories" (NAEL) de Estados Unidos standardizó una serie de diámetros de tuberías plásticas para moldes de oído, a fin de reducir la amplia variedad de tamaños existentes. La siguiente tabla es la lista presentada por NAEL:

Tamaño standard NAEL	Diámetro interno		Diámetro externo	
	pulgadas	mm	pulgadas	mm
Nº 12 Standard	0,085	2,16	0,125	3,18
Nº 13 Standard	0,076	1,93	0,116	2,95
Nº 13 Medio	0,076	1,93	0,122	3,10
Nº 13 Grueso	0,076	1,93	0,130	3,30
Nº 14 Standard	0,066	1,68	0,116	2,95
Nº 15 Standard	0,059	1,50	0,116	2,95
Nº 16 Standard	0,053	1,35	0,116	2,95
Nº 16 Fino	0,053	1,35	0,085	2,16

(Leavitt, 1985)

Estos moldes con tubería plástica pueden ser:
A) ocluyentes o cerrados y B) no ocluyentes o abiertos.

A) **Moldes ocluyentes o cerrados:** tienen la característica de ocupar totalmente el C.A.E.

- **Skeleton:** es el más usado de todos los moldes. Consta de la porción que se introduce en el conducto auditivo externo, puente, hélix y de un anillo semicircular delgado que sigue el contorno posterior de la concha auricular. El aro de sostén ayuda a la retención del molde en el oído. Proporciona **buen sello acústico y es bastante disimulado** (Fig. 3-24).

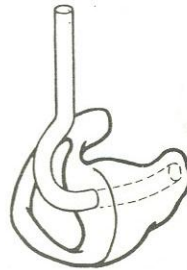


Figura 3-24 = Molde skeleton

- **3/4 Skeleton:** es un molde skeleton al que se le ha quitado la parte central del aro de sostén que rodea la concha auricular. Sólo tiene una pequeña porción superior y otra inferior para proveer la fijación en el oído (Fig. 3-25). Se usa cuando el cartílago que está en la parte posterior de la concha auricular es rígido, o cuando el paciente tiene dificultades para insertar el molde skeleton.

Como las dos partes cortas de este molde se rompen fácilmente dejando a menudo una extremidad desigual o puntiaguda, este molde no es recomendable para niños.



Figura 3-25 = Molde 3/4 skeleton

- **Semi skeleton:** consta de la porción del conducto, puente y hélix. No posee aro de sostén (Fig. 3-26). Proporciona menor retención en el conducto auditivo y un sello acústico más pobre que los moldes descritos previamente, pero es más fácil de insertar y de quitar. Es aconsejable solamente para pérdidas auditivas leves y moderadas.

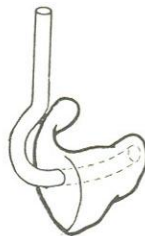


Figura 3-26 = Molde semi skeleton

- **Cierre de conducto:** consta de la porción del conducto, más 1/4 ó 1/3 del aro de sostén extendido alrededor de la parte inferior de la concha auricular (Fig. 3-27). Puede indicarse solamente si la pérdida auditiva es leve a moderada, pues proporciona un sello acústico más pobre que los moldes anteriores. El conducto auditivo externo debe tener curvatura suficiente como para proporcionar retención. La impresión del oído hay que tomarla con extremo cuidado, para mostrar la profundidad del C.A.E.

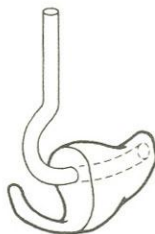


Figura 3-27 = Molde cierre de conducto

- **Conducto o canal:** consta solamente de la porción que se introduce en el conducto auditivo externo. Es muy disimulado y confortable de usar (Fig. 3-28).

El sello acústico y la retención en el C.A.E. son mínimos, y hay frecuente retroalimentación acústica. Por lo tanto puede indicarse solamente en pérdidas auditivas leves, y si el conducto tiene suficiente profundidad y contorno como para mantenerlo en su lugar.

El uso de este molde no es muy recomendable.

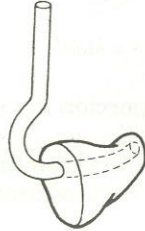


Figura 3-28 = Molde conducto o canal

- **Shell:** consta de la porción del conducto, hélix y de una delgada cubierta de material que ocupa la concha auricular (Fig. 3-29).

Es el que proporciona el mejor sello acústico de todos los moldes con tubería, por lo que se indica en las pérdidas auditivas más severas.



Figura 3-29 = Molde shell

- **1/2 Shell:** consta de la porción del conducto y de una delgada capa de material que ocupa la mitad de la concha auricular. El hélix está ausente (Fig. 3-30). Está indicado en pacientes con hipoacusias severas que tienen problemas para la colocación del molde shell debido a falta de destreza manual, o bien cuando la zona de la concha auricular es rígida.

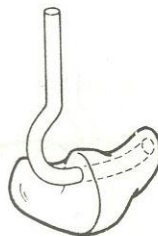


Figura 3-30 = Molde 1/2 shell

- **Secreto para audífono de caja:** consiste en un molde skeleton o shell con una tubería plástica de gran longitud, en cuyo extremo se articula (a la altura del pecho del paciente) el receptor del audífono de caja (Fig. 3-31).

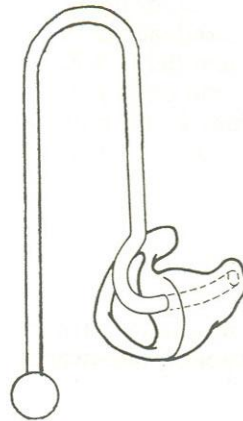


Figura 3-31 = Molde secreto para audífono de caja

No es un molde aconsejable pues produce alteraciones en la señal acústica. Se observa un pico sustancial en las frecuencias graves y una reducción en la reproducción de las frecuencias medias y agudas, con la aparición de gran cantidad de picos secundarios. Esto reduce la comprensión del lenguaje (Lybarger, 1979), (Fig. 3-32).

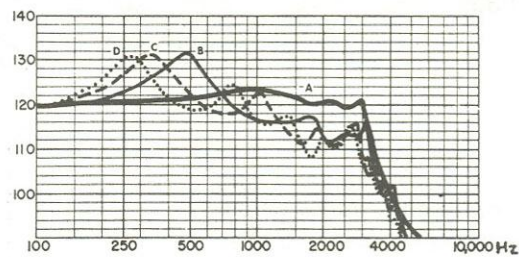


Figura 3-32 = Efectos de la longitud de la tubería plástica (Respuesta medida con un auricular convencional con acoplador de 2 cc)

curva A = 18 mm de longitud de tubería
 curva B = 25 mm de longitud de tubería
 curva C = 33 mm de longitud de tubería
 curva D = 41 mm de longitud de tubería

B) **Moldes no ocluyentes o abiertos:** se caracterizan por dar una mínima oclusión al C.A.E., no bloqueando el paso natural del sonido hacia el tímpano.

Existen diferentes modelos:

a) delgado aro semicircular de material duro que se adapta alrededor de la concha auricular y adentro del C.A.E. Una tubería plástica encaja en la porción del conducto, la cual es de muy escaso diámetro (Fig. 3-33).

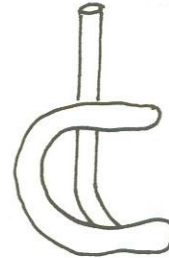


Figura 3-33 = Molde no ocluyente o abierto

b) molde skeleton diseñado para sostener una pieza de tubería plástica que se introduce en el C.A.E. (Fig. 3-34).

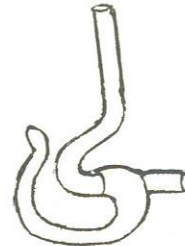


Figura 3-34 = Molde no ocluyente o abierto

c) pieza de tubería más gruesa que se proyecta dentro del conducto. Se aconseja solamente con audigafas, ya que los anteojos no se mueven fácilmente de posición (Fig. 3-35).

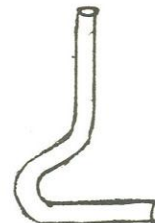


Figura 3-35 = Molde no ocluyente o abierto

d) molde skeleton con un conducto completo pero totalmente hueco en su interior. Ofrece mayor seguridad, y está específicamente indicado en niños. Se conoce como **molde oto** (Zubizarreta de Fernández, 1984), (Fig. 3-36).

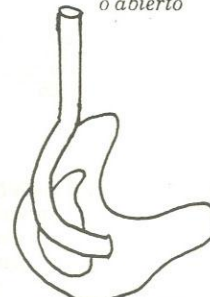


Figura 3-36 = Molde oto

Los moldes no ocluyentes o abiertos fueron utilizados originariamente con **sistema CROS** (contralateral routing of signals: conducción contralateral de las señales) para solucionar ciertos casos de hipoacusias unilaterales que no tenían éxito con la técnica clásica. Por eso algunos autores los denominan **moldes CROS**.

En los últimos años se ha generalizado su uso en **adaptaciones ipsilaterales** donde se requiere poca ganancia, lo que se conoce como **sistema IROS** (Ipsilateral routing of signals: conducción ipsilateral de las señales). Esta técnica se ve algo limitada en su uso debido al riesgo de feedback acústico, pudiendo aplicarse solamente en hipoacusias suaves a moderadas.

Con los moldes no ocluyentes o abiertos se desarrolla poca presión sonora por debajo de 500 Hz, y a medida que aumenta la frecuencia aumenta gradualmente la presión sonora que se dirige al tímpano. Berland (1975) investigó los efectos de estos moldes sobre oídos reales, y encontró que el diámetro de la tubería plástica tiene una gran efecto sobre la frecuencia en la cual se eleva la respuesta. Cuanto más angosto es el diámetro de la misma, es menor la amplificación entre 750 y 2.000 Hz y viceversa.

La figura 3-37 presentada por Lybarger (1974), muestra los efectos del diámetro de la tubería sobre la respuesta de un audífono CROS con la tubería proyectada dentro del conducto auditivo simulado del acoplador de Zwislocki.

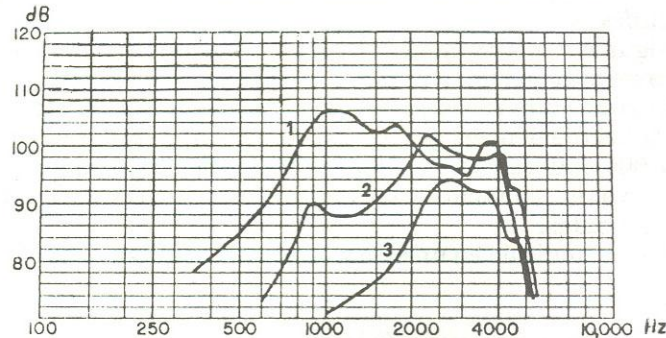


Figura 3-37 = Respuesta de un audífono CROS medida con un acoplador de Zwislocki

1- Molde cerrado

2- Tubería de 1,6 mm de diámetro interno

3- Tubería de 0,8 mm de diámetro interno

Insertada 13 mm dentro del conducto auditivo simulado del acoplador

Según Courtois (1975 y 1988), las indicaciones clínicas de los moldes no ocluyentes o abiertos se dividen en:

- a) Indicaciones audiológicas
 - Obvias
 - Especiales

- b) Indicaciones no audiológicas
 - Otológicas
 - Psicológicas
 - Prácticas

a) Indicaciones audiológicas:

Son de gran importancia clínica en todas las hipoacusias leves o moderadas donde las frecuencias graves y medias están "bastante bien conservadas".

- *Obvias:*

1- Casos clásicos de presbiacusias moderadas con pérdidas auditivas entre 20 y 45 dB a 1.000 Hz, audición mejor conservada en las frecuencias graves, y caída moderada hacia las frecuencias agudas (gradiente de pérdida a 1.000-2.000 Hz debajo de 30 dB).

2- Presbiacusias incipientes que presentan una pérdida muy leve en las frecuencias graves y medias con el tono 1.000 Hz hasta 20 dB, y caída moderada hacia las frecuencias agudas.

3- Hipoacusias inducidas por ruido, con audición bien conservada en las frecuencias graves y medias, y una pérdida auditiva pronunciada más allá de la frecuencia 1.000 Hz (gradiente de pérdida a 1.000-2.000 Hz de 30 dB o más).

4- Pacientes con una curva horizontal y una pérdida auditiva moderada de hasta 45-50 dB a 1.000 Hz.

- *Especiales:*

1- Algunos casos de tinnitus agudos, con audición normal en las frecuencias graves y medias.

2- Curvas "Fuji-Yama", con la mejor audición a 1.000 Hz y una pérdida tanto de las frecuencias graves como de las agudas (gradiente de pérdida entre 1.000-500 Hz y entre 1.000-2.000 Hz de 15 dB o más).

3- Curvas en palangana, con audición bien conservada en las frecuencias graves y agudas.

4- Buena audición en un oído y audición no utilizable en el otro (Sistema CROS).

b) Indicaciones no audiológicas

- *Otológicas:*

1- Perforaciones timpánicas, especialmente con oídos húmedos.

2- Cavidades radicales.

3- Diferentes tipos de otitis externas crónicas (alérgicas, bacterianas, micóticas).

4- Dolores en el C.A.E. o en la concha auricular al usar un molde cerrado (indicación poco frecuente).

- *Psicológicas:*

1- Se oye en forma más natural, por la mezcla de los sonidos graves no amplificados y los sonidos agudos amplificados.

2- Los sonidos llegan de una forma más tridimensional, por lo que resulta más fácil distinguir de dónde provienen.

3- Soluciona la "autofonía".

4- Indicación estética (es menos visible que un molde cerrado).

- *Prácticas:*

1- Es más fácil de poner y de quitar, por lo que resulta muy útil en los pacientes ancianos con problemas motrices.

2- Permite al paciente apagar el audífono en ambientes muy ruidosos sin encontrarse aislado del sonido.

3- No produce agua de condensación en el C.A.E.

Los resultados que proporcionan los moldes no ocluyentes o abiertos son buenos especialmente si la pérdida auditiva a 1.000 Hz es mínima. Si la misma es algo mayor (entre 30 y 45 dB) los beneficios son algo menores. Si la hipoacusia supera los 45-50 dB el feedback acústico limita su uso.

II) OPCIONES ACUSTICAS

Existen diferentes tipos de moldes y recursos para la modificación de sus características, que tienen distintos efectos acústicos sobre la respuesta del audífono. Dichos efectos se pueden dar en tres regiones de frecuencias: frecuencias graves (hasta 800 Hz), frecuencias medias (de 800 a 2.000 Hz) y frecuencias agudas (por arriba de 2.000 Hz). La fonoaudióloga debe seleccionar la opción acústica más adecuada para cada paciente.

El siguiente esquema muestra los recursos que alteran la respuesta en las distintas áreas de frecuencias (Fig. 3-38).

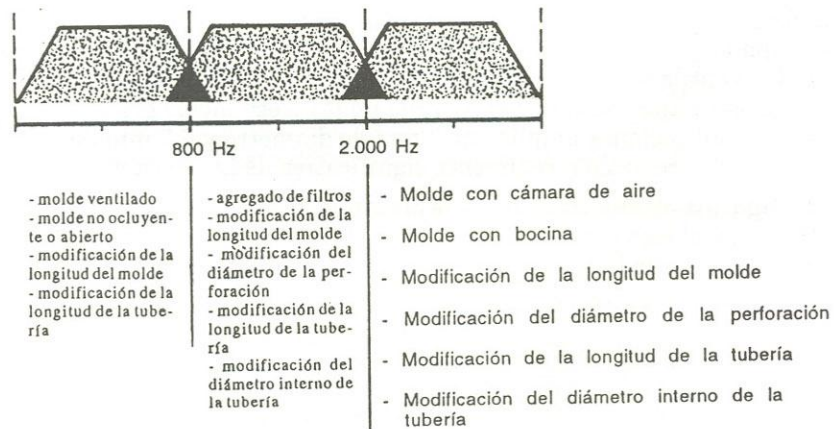


Figura 3-38 = Acústica del molde. Áreas de control

Hay que destacar que las modificaciones anteriores son relativamente independientes unas de otras y pueden hacerse separadas o juntas. Ejemplo: molde ventilado, molde ventilado con cámara de aire, molde con bocina y filtro, etc.

A) Frecuencias graves (hasta 800 Hz)

Estas frecuencias son afectadas principalmente por:

- **Moldes no ocluyentes o abiertos:** ya fueron tratados con anterioridad

- **Moldes ventilados:** son aquellos que poseen una segunda perforación taladrada en el molde, la cual actúa como un pequeño tubo de ventilación que comunica la cavidad adyacente al tímpano con el aire exterior, o bien la perforación central del molde con el aire exterior.

El uso correcto de las ventilaciones constituye un valioso recurso en la adaptación de audífonos. Según Lybarger (1985) y Mc Hugh y Morgan (1988) sus efectos principales son:

1- aumentan el confort del usuario de audífono al equiparar la presión de la cavidad adyacente al tímpano con la presión atmosférica, y aliviar así la "sensación de presión en el oído".

2- mejoran la calidad sonora al eliminar la "sensación de oído tapado" y el "efecto barril" (sonido hueco, como si se hablara dentro de un tambor) que a veces experimentan los pacientes equipados.

3- modifican la respuesta en frecuencia del audífono, al reducir principalmente las frecuencias graves y enfatizar así las frecuencias agudas.

Es difícil cuantificar este efecto, pues depende de la longitud, diámetro y forma de la ventilación. Sin embargo se sabe que:

a) las ventilaciones muy angostas, entre 0,5 y 1 mm de diámetro, no tienen ningún efecto importante en el rendimiento electroacústico del audífono, pero mejoran la sensación de presión en el oído y la sensación de oído tapado.

b) las ventilaciones entre 1 y 2 mm de diámetro (de cualquier longitud) proporcionan una reducción moderada de las frecuencias graves.

c) las ventilaciones amplias de 3 mm de diámetro y 6,3 mm de longitud producen una reducción realmente significativa de las frecuencias graves.

La figura 3-39 muestra tablas de la respuesta del audífono obtenidas con diferentes moldes ventilados en relación a los no ventilados. Las mediciones fueron hechas por Lybarger con el Acoplador de Zwislocki.

Molde ventilado paralelo, conducto corto

Vent. Diámetro (mm)	Frecuencia (Hz)									
	250	250	512	600	800	820	800	1600	1250	1000
1.0	-2	4	7	8	3	2	-1	1	0	0
2.0	-17	-13	-2	-2	6	9	3	3	2	1
3.0	-25	-20	-18	-12	-6	1	4	3	4	3

Molde ventilado paralelo, conducto de longitud media

Vent. Diámetro (mm)	Frecuencia (Hz)									
	250	250	512	600	800	820	800	1600	1250	1000
1.0	0	6	6	4	2	1	1	1	0	0
2.0	-13	-11	-6	9	9	5	3	3	3	1
3.0	-23	-18	-14	-10	-4	4	3	3	4	2

Figura 3-39 = Tabla de la respuesta en dB obtenida con el molde ventilado en relación al no ventilado

Las ventilaciones pueden hacerse tanto en los moldes de acopiamiento directo como en los moldes con tubería plástica, y el único inconveniente que presentan es el riesgo de feedback acústico.

Las ventilaciones pequeñas para equiparación de presiones pueden hacerse si la pérdida auditiva en el tono 1.000 es de hasta 80 dB. En cambio, las ventilaciones amplias para modificar el rendimiento del audífono pueden hacerse si la pérdida en el tono 1.000 es de hasta 65 dB (Courtois, 1988).

Existen diversas formas de ventilar los moldes:

1) **Ventilación paralela:** es un conducto de ventilación que corre paralelo a la perforación central del molde, terminando en el extremo del mismo (Fig. 3-40).

Las investigaciones han demostrado que ésta es la ventilación preferida. Constituye un método efectivo para reducir la ganancia en las frecuencias graves, sin modificar también la ganancia en las frecuencias agudas (Corell, 1978), (Nolan, 1985), (Mc Hugh y Morgan, 1988).

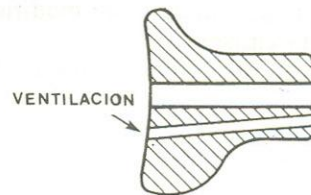


Figura 3-40 = Ventilación paralela

2) **Ventilación diagonal u oblicua:** es un conducto de ventilación que se introduce en la perforación central del molde (Fig. 3-41). Produce efectos similares a la ventilación paralela sobre las frecuencias graves, pero tiene la desventaja de ocasionar irregularidades en la respuesta de frecuencia aguda y una reducción en la ganancia de dichas frecuencias. Esto puede resultar en mayor riesgo de feedback acústico (Corell, 1978), (Nolan, 1985), (Mc Hugh y Morgan, 1988).

Debe indicarse solamente cuando no hay suficiente espacio en el conducto del molde como para realizar dos perforaciones (la central y el conducto de ventilación).

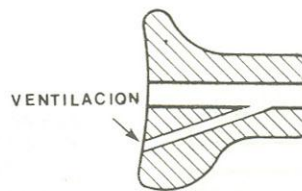


Figura 3-41 = Ventilación diagonal u oblicua

3) **Ventilación externa:** es un surco o acanaladura hecha en el borde inferior del molde y extendida a lo largo del conducto (Fig. 3-42).

Se utiliza muy raramente, sólo cuando hay feedback acústico como resultado de las técnicas tradicionales (Microsonic Inc, 1986).

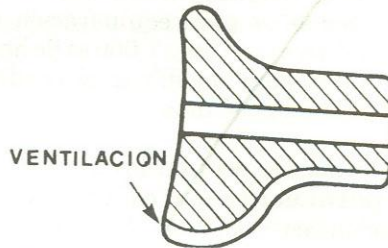


Figura 3-42 = Ventilación externa

4) **Válvulas de ventilación:** como los resultados acústicos de las ventilaciones no son nunca previsibles con exactitud, y no se puede conocer ni juzgar su influencia sobre el paciente, se aconseja el empleo de estas válvulas de ventilación que permiten hacer modificaciones que pueden ser reversibles si no resultan exitosas.

Consisten en pequeñas inserciones (con perforaciones de distintos tamaños) que se introducen en el conducto de ventilación del molde. La fonoaudióloga debe hacer pruebas para determinar cuál es la opción más favorable para cada paciente en particular.

Existen diferentes modelos:

a) *Válvula de ventilación positiva (PVV):* consiste en un anillo de sostén instalado en forma permanente en la ventilación del molde y de seis tapones obturadores de plástico con forma de taza, que son removibles. Cinco de dichos tapones tienen su delgada pared posterior con agujeros de diferentes diámetros, y uno de ellos carece de perforación.

Colocando los diferentes tapones en el anillo de sostén, se puede variar la abertura de la ventilación desde 0,5 mm hasta 3,17 mm, o bien anularla completamente (Microsonic Inc, 1986), (Fig. 3-43).

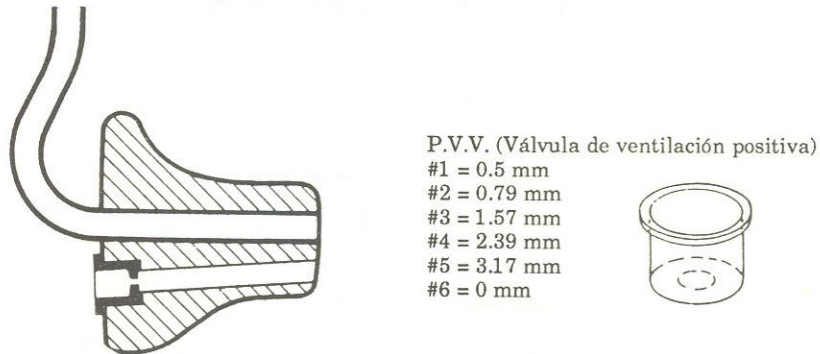


Figura 3-43 = Válvula de ventilación positiva

b) *Ventilación selectiva* (SAV): es muy similar a la anterior. Consiste en seis tapones removibles de 4,3 mm de longitud que se colocan en el conducto de ventilación del molde. No posee anillo de sostén. Cinco de dichos tapones tienen un agujero de ventilación corriendo a través de toda su longitud y uno es sólido.

Insertando los diferentes tapones se puede variar la abertura de la ventilación, desde 0,79 mm hasta 2,36 mm, o bien anularla completamente (Microsonic Inc, 1986), (Fig. 3-44).

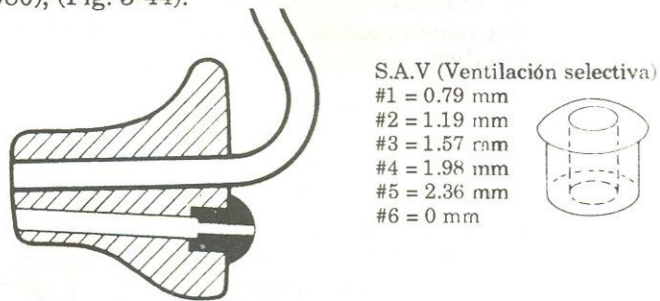


Figura 3-44 = Ventilación selectiva

c) *Válvula de ventilación variable* (VVV): consiste en una válvula de aire de precisión que se inserta en forma permanente en el conducto de ventilación. Mediante un pequeño tornillo plástico externo es posible ajustar dicha válvula, y variar la cantidad de flujo de aire a y desde el C.A.E. desde un pequeña a una gran ventilación (Staab, 1978), (Fig. 3-45).



Figura 3-45 = Válvula de ventilación variable

B- Frecuencias medias (entre 800 y 2.000 Hz)

Estas frecuencias son afectadas principalmente por el agregado de:

- **Filtros:** Debido a resonancias naturales la respuesta en frecuencia de un audífono presenta bastantes crestas o picos, lo cual se nota principalmente en la zona media (800-2.000 Hz). Estas irregularidades pueden atenuarse mediante la colocación de filtros, que ofrecen resistencia al paso del sonido restringiendo así la transmisión acústica. El efecto principal de los filtros es, por lo tanto, el aplanamiento de los picos de la respuesta en las frecuencias medias (Carlson, 1974), (Lybarger, 1979). No aumentan ni

disminuyen significativamente dichas frecuencias, simplemente aplanan los picos de resonancia, generalmente alrededor de 1.000 Hz (Mc Hugh y Morgan, 1988).

Originariamente los filtros fueron usados en los auriculares externos de los audífonos de caja, pero actualmente la mayoría se coloca en la tubería plástica del molde y en el codo del audífono retroauricular.

Las investigaciones han demostrado que la amortiguación acústica depende de la ubicación del filtro a lo largo de la línea de transmisión, siendo generalmente mayor cuando está colocado lo más cerca del C.A.E. La figura 3-46 muestra dicho efecto (Microsonic Inc, 1986).

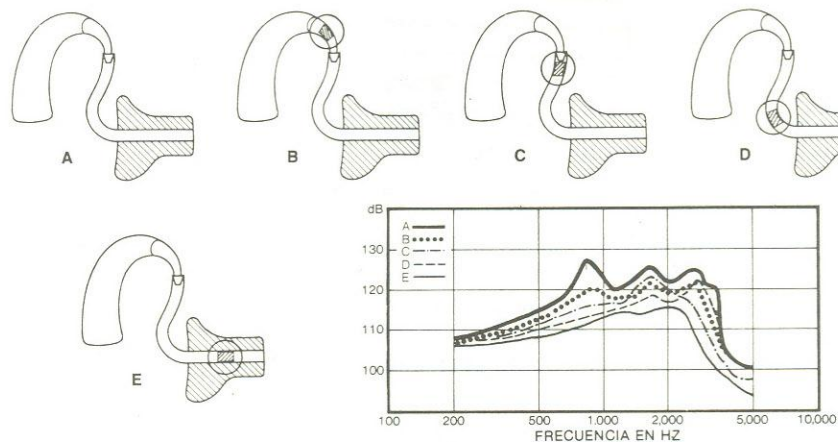


Figura 3-46 = Efecto de los filtros según su ubicación

Sin embargo, la ubicación más práctica para un filtro es en el extremo del codo del audífono. Muchas veces dichos codos ya vienen de fábrica con distintos filtros insertados. Si son colocados en el extremo del molde tienen tendencia a ser obstruídos en poco tiempo.

La lana de cordero es el material más antiguo usado para amortiguación acústica, muy efectiva pero difícilmente controlable. Otros dispositivos para amortiguación acústica son tapones de plástico, acero inoxidable o bronce con un paso perfectamente dimensionado, o con una especie de malla en el extremo.

Con la elección del lugar donde va el filtro y determinando la longitud y diámetro del paso, se consigue suprimir con bastante exactitud un margen de frecuencias o crestas contraproducentes.

La figura 3-47 muestra la respuesta normal de un audífono, y la respuesta con el agregado de filtros de diferente resistencia acústica (Libby, 1985).

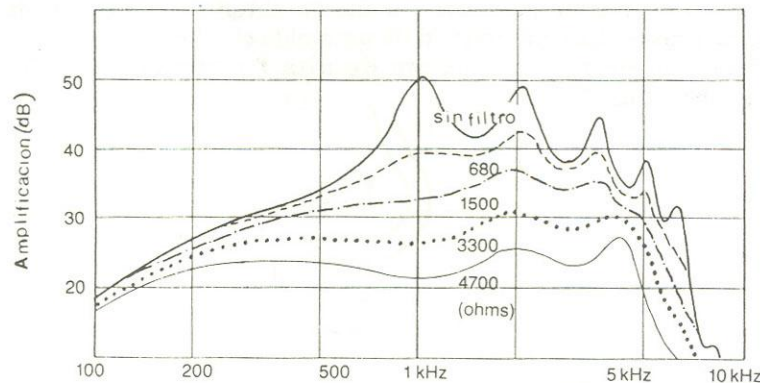


Figura 3-47 = Respuesta con el agregado de diferentes filtros

Como puede verse, para una amortiguación suficiente basta colocar filtros de 680-1.500 ohms acústicos; cualquier nivel mayor tiende a reducir demasiado la totalidad de las respuestas en las frecuencias medias (Mc Hugh y Morgan, 1988).

C) Frecuencias agudas (superiores a 2.000 Hz)

Estas frecuencias son afectadas principalmente por los **moldes con cámara de aire y los moldes con bocina**.

La modificación de la longitud del molde, el diámetro de la perforación central y la longitud y el diámetro interno de la tubería plástica también modifican la respuesta en este rango de frecuencia, así como en las frecuencias medias y/o graves.

Algo que no debe pasarse por alto al proyectar modificaciones en el molde para obtener una mejor adaptación, es que sólo se puede modificar una respuesta ya existente. Como lo señaló Ewens "no es posible elevar la respuesta donde el receptor del audífono no es capaz de dar una salida". Es necesario por lo tanto, un conocimiento de las características del transductor.

- **Moldes con cámara de aire:** se caracterizan por tener una configuración corta ahuecada. El conducto del molde está casi íntegramente quitado y hay hecha una cámara sonora en la porción que queda (Fig. 3-48).

Están **indicados en hipoacusias con caída en los tonos agudos**, pues mejoran la respuesta en dichas frecuencias.

Figura 3-48 = Molde con cámara de aire



Estos moldes pueden acompañarse de una ventilación (o bien de dos ventilaciones de menor diámetro), a fin de obtener un filtraje de las frecuencias graves. La combinación de un molde corto con cámara de aire y ventilación se conoce como **molde de alta frecuencia** (Mc Hugh y Morgan, 1988) (Fig. 3-49).

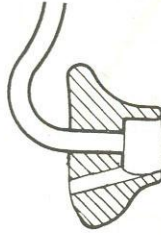


Figura 3-49 = Molde de alta frecuencia

- **Moldes con bocina:** en acústica musical se conoce desde hace bastante tiempo, que el agrandamiento en forma cónica del último tramo del trayecto del instrumento, enfatiza las señales de frecuencia aguda (**efecto bocina**). Lo contrario también es verdad: el angostamiento de dicho tramo reduce los componentes de frecuencia alta (**efecto bocina invertida**). Ambos principios pueden aplicarse a los moldes de oído.

a) *Efecto bocina:* Los sistemas tradicionales de acoplamiento audífono retroauricular-molde, con un diámetro constante en la tubería plástica y en la perforación para el paso del sonido, limitan en forma significativa la respuesta de frecuencia aguda de un otoamplifono de banda ancha. Tanto es así que un rango de frecuencias potencial de 6.500 Hz, puede quedar reducido a 4.000 Hz, 3.000 Hz o menos aún (Libby, 1985).

Los moldes con bocina son aquellos a los que se les ha modificado la línea de transmisión del sonido, donde el diámetro de la perforación en la extremidad del conducto es más grande que el diámetro de la tubería plástica. Este aumento progresivo del trayecto acústico favorece la resonancia y mejora la respuesta por arriba de los 3.000 Hz entre 8 y 12 dB (Libby, 1985), (Fig. 3-50).

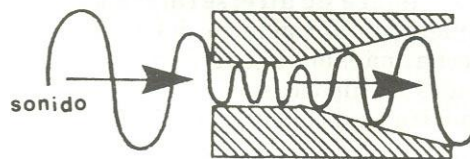


Figura 3-50 = Efecto bocina

Killion (1976) fue el primero en aplicar a los moldes este principio de bocina, el cual se ha vuelto sumamente popular especialmente en pérdidas auditivas con caída en las frecuencias agudas.

Se pueden mencionar tres tipos de moldes bocina:

1) **Perforación del molde con forma de campana:** es el más básico de los efectos bocina. Consiste en hacer la perforación central del molde con forma de campana (Fig. 3-51). Puede realizarse en cualquier tipo de molde, y es especialmente importante con los audífonos de banda ancha. Para obtener mejores resultados es conveniente incluir una pequeña ventilación.

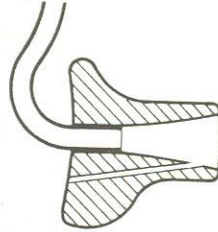


Figura 3-51 = Molde bocina con ventilación

2) **Perforación del molde con un diámetro que aumenta progresivamente en escalones:** este es el molde bocina que fue presentado por Killion en 1976. Se acompaña de un filtro en la tubería plástica, para obtener una respuesta plana que aumenta hacia las frecuencias agudas.

3) **Pieza cónica de plástico para insertar en el molde:** esta bocina premoldeada simplifica la aplicación del principio de bocina. Fue desarrollada por Libby en 1979, y se conoce como "bocina Libby" (Fig. 3-52).

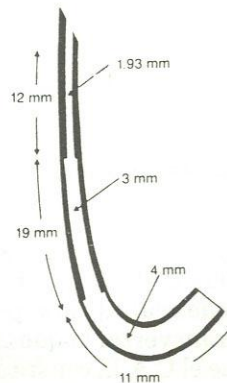


Figura 3-52 = Bocina premoldeada para insertar en el molde

Dicha bocina preserva y extiende la respuesta de frecuencia aguda hasta los límites del transductor. Si se acompaña de un elemento de amortiguación apropiado en la extremidad del codo del audífono, proporciona una respuesta de banda ancha plana con una máxima respuesta a 2.700 Hz, para compensar la pérdida de resonancia del C.A.E. ocasionada por la oclusión del molde.

Se la puede incorporar a casi todos los moldes con tubería: ocluyentes o no ocluyentes, de alta frecuencia o abiertos. Si se usa en un molde ocluyente, los últimos 11 mm de la bocina pueden ser cortados y el extremo del molde puede servir como la porción final de la bocina (Fig. 3-53, 3-54 y 3-55).

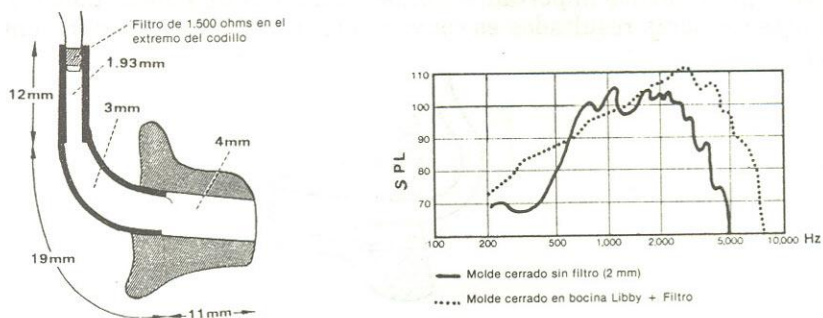


Figura 3-53 = Molde ocluyente con bocina. Respuesta en frecuencia

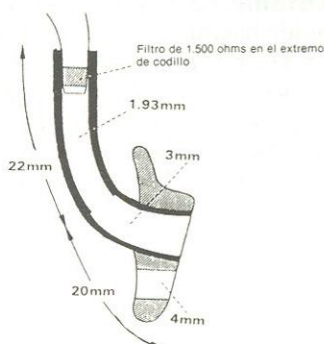


Figura 3-54 = Molde de alta frecuencia con bocina

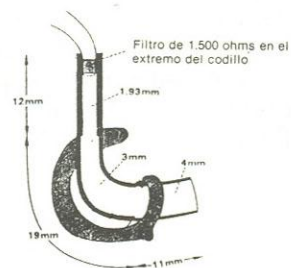


Figura. 3-55 = Molde abierto con bocina

En muchos conductos no constituye ningún problema hacer una perforación para el paso del sonido de 4 mm, pero en los que son estrechos no es posible. En ese caso, se puede realizar una perforación ovalada, ya que es la superficie de la sección transversal la que cuenta (de unos 12 a 13 mm²). También se puede hacer que el C.A.E. constituya la pared del último tramo de la perforación para el paso del sonido (Fig. 3-56).

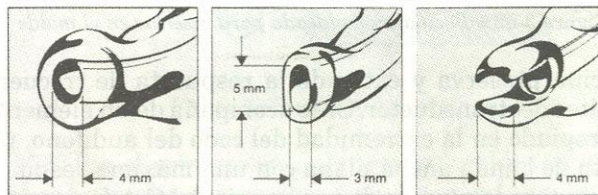


Figura 3-56 = Distintas perforaciones para el paso del sonido

En síntesis: Libby (1985) menciona los siguientes efectos de los moldes con bocina + filtro:

- mayor ancho de banda (respuesta en las altas frecuencias hasta el límite del transductor)
- énfasis de las frecuencias agudas entre 8 y 12 dB
- eliminación del pico a 1.000 Hz para un audífono retroauricular, y
- preservación del pico de resonancia del conducto auditivo libre a 2.700 Hz.

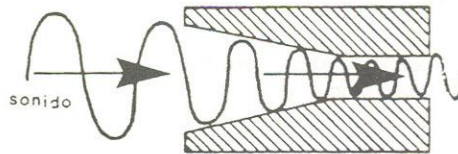
Se ha observado también: mejoras en las discriminación del lenguaje (en silencio y con ruido de fondo), ganancia funcional y calidad del sonido.

b) Efecto bocina invertida:

La disminución del diámetro de la perforación del molde en los últimos 10 mm del trayecto acústico (por ejemplo de 1,93 mm a 1mm) tiende a reducir la respuesta arriba de 1.000 Hz aproximadamente 10 dB (Mc Hugh y Morgan, 1988), (Fig. 3-57).

Esto es útil en pacientes que presentan hipoacusias con caída importante en las frecuencias graves.

Figura 3-57 = Efecto bocina invertida



- **Modificación de la longitud total del molde:** El cambio de la longitud del molde, siendo igual el diámetro, produce dos efectos:

1) Si es más largo, reduce la proporción de sonidos de alta frecuencia que llegan al oído. El pico de resonancia de las frecuencias medias se mueve hacia frecuencias más graves y se reducen las frecuencias por arriba de 1.500-2.000 Hz (Fig. 3-58 y 3-59).

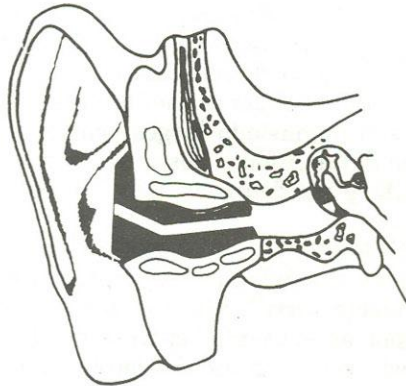


Figura 3-58 = Molde con conducto largo

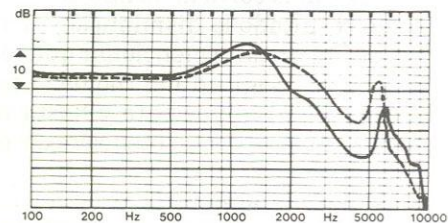


Figura 3-59 = Efectos de la longitud del molde (Respuesta medida con acoplador de 2cc), (Corell, 1978)

- Curva de respuesta con un molde de longitud normal
- Curva de respuesta con un molde más largo

Si es más corto, permite un mayor acceso de las frecuencias agudas al oído. El pico de resonancia de las frecuencias medias se mueve hacia frecuencias más agudas, y aumentan las frecuencias por arriba de 1.500 - 2.000 Hz (Fig. 3-60 y 3-61).

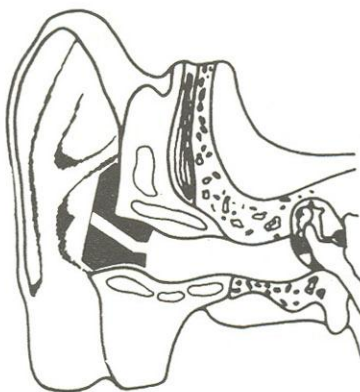


Figura 3-60 = Molde con conducto corto

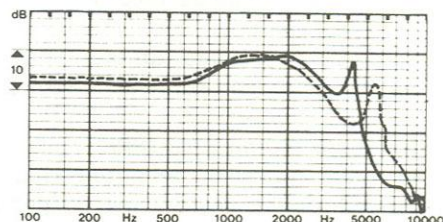


Figura 3-61 = Efecto de la longitud del molde (respuesta medida con acoplador de 2 cc) (Corell, 1978)

-- Molde de longitud normal
 — Molde de menor longitud

Las dos curvas anteriores solamente tienen importancia hasta los 5.000 Hz. Por encima de esta frecuencia el valor es dudoso, pues el acoplador de 2cc no es un buen imitador del oído para estas frecuencias (Corell, 1978).

2) La variación de la longitud del molde altera el tamaño de la cavidad que queda entre el extremo del molde y el tímpano, y modifica el nivel de la curva de respuesta.

Si es más largo de lo normal, reduce el tamaño de dicha cavidad, y aumenta por consiguiente el nivel de presión sonora que llega al oído. Se ha mencionado que dicho nivel se incrementa 6 dB cuando se reduce a la mitad.

Si es más corto de lo habitual, deja una cavidad vacía mayor, que tiene como resultado la disminución de nivel de la curva de respuesta.

Es importante mencionar que sólo es posible realizar pequeñas variaciones en la longitud del molde. Los que son demasiado largos ocasionan incomodidad al paciente y hasta rechazo del audífono. Los que son muy cortos, tienen poca retención en el C.A.E. y pueden ocasionar feedback acústico.

Quizás la aplicación práctica más útil de este tipo de modificación, se refiere a casos donde el paciente se queja de la calidad de su propia voz al usar el audífono, lo que se conoce como "efecto barril". Ello a menudo es el resultado de demasiado aumento de presión en la cavidad entre el molde y el tímpano, y puede ser mejorado si se reduce la longitud del conducto del molde.

- **Modificación del diámetro de la perforación:** La modificación del

diámetro de la perforación, manteniendo constante la longitud, altera significativamente la curva de transmisión.

Si se reduce el diámetro, pasan al oído relativamente menos frecuencias agudas. El pico de resonancia de las frecuencias medias se desplaza a frecuencias más graves, y hay una reducción muy marcada de las altas frecuencias. Inversamente, si se agranda el diámetro hay un aumento relativo del paso de las frecuencias agudas al oído (Fig. 3-62).

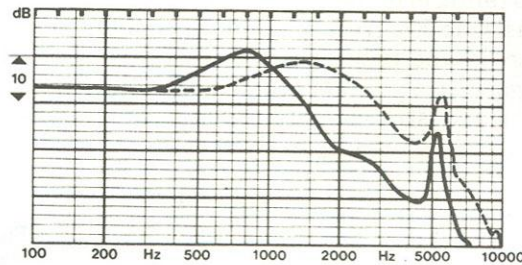


Figura 3-62 = Efectos del diámetro interno de la perforación (Respuesta medida con Acoplador de 2 cc) (Corell, 1978)
 --- Molde con un diámetro de perforación de 2,4 mm
 — Molde con un diámetro de perforación de 1,1 mm

La reducción del diámetro de la perforación puede resultar útil en casos donde los pacientes se quejan de que sus audífonos suenan "chillones o agudos". Sin embargo, se debe tener cuidado cuando se intenta esto para no sobre reducir las frecuencias agudas que son fundamentales para la inteligibilidad del lenguaje.

- Modificación de la longitud de la tubería plástica: La opción de variar la longitud de la tubería no es posible, ya que debe tener un cierto largo que le permita llegar desde el extremo del molde al audífono. En 1971 Starke señaló que a medida que aumenta dicha longitud, siendo constante el diámetro interno, el pico de resonancia de las frecuencias medias se desplaza a frecuencias más graves, y aparecen picos en frecuencias más agudas. La figura 3-63 muestra los efectos de tales cambios (Lybarger, 1979).

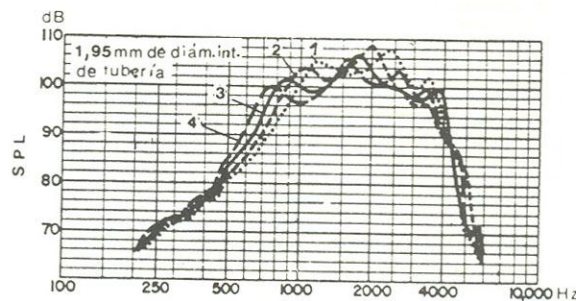


Figura 3-63 = Efectos de la longitud de la tubería plástica

- 1- tubería de 3,17 mm
- 2- tubería de 5,08 mm
- 3- tubería de 6,97 mm
- 4- tubería de 8,89 mm

- **Modificación del diámetro interno de la tubería plástica:** La variación del diámetro interno de la tubería, manteniendo constante la longitud, permite modificar notoriamente la curva de transmisión del audifono. Constituye un método valioso de ajuste de la respuesta.

A medida que el diámetro interno de la tubería disminuye, el pico de resonancia de las frecuencias medias se mueve a frecuencias más graves, y decrece de 6 a 8 dB el nivel de la respuesta en las frecuencias por arriba de dicho pico. Por lo tanto, el diámetro de la tubería puede ser un recurso para cambiar el énfasis de las frecuencias más agudas a las más graves, o viceversa. El uso de una tubería más angosta puede también emplearse para reducir la ganancia y salida promedio (Lybarger, 1978).

La figura 3-64 muestra este efecto, empleando para la medición un acoplador de Zwislocki y un acoplador de 2cc.

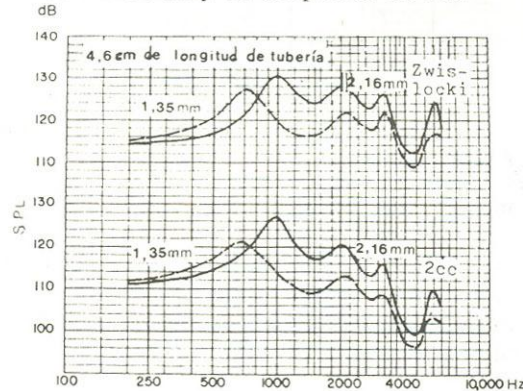


Figura 3-64 = Efectos del diámetro interno de la tubería plástica

- En síntesis:

EFECTOS DE LOS MOLDES SOBRE LA RESPUESTA DEL AUDIFONO		
Frecuencias graves (hasta 800 Hz)	Frecuencias medias (800-2.000 Hz)	Frecuencias agudas (> de 2.000 Hz)
Reducción: - molde ventilado - molde corto - molde con tubería corta Eliminación: - molde no ocluyente o abierto Mayor respuesta: - molde largo - molde con tubería larga	Aplanamiento de los picos: - agregado de filtros Desplazamiento del pico a frecuencias más graves: - molde largo - molde con diámetro reducido de perforación - molde con tubería angosta (junto con disminución del nivel de la respuesta) - molde con tubería larga Desplazamiento del pico a frecuencias más agudas: - molde corto - molde con diámetro amplio de perforación - molde con tubería amplia (junto con aumento del nivel de la respuesta) - molde con tubería corta	Mayor énfasis: - molde con cámara de aire - moldes con bocina - molde corto - molde con diámetro amplio de perforación - molde con tubería corta - molde con tubería de diámetro amplio Menor énfasis: - molde con bocina invertida - molde largo - molde con diámetro reducido de perforación - molde con tubería larga - molde con tubería de diámetro reducido

CONSIDERACIONES SOBRE ADAPTACION, AJUSTE Y MANTENIMIENTO DEL MOLDE

En vista de la indudable importancia del molde, es imprescindible su confección a medida del paciente. Lo óptimo es efectuar con él la prueba de selección de audífonos.

Es fundamental la información que se debe proporcionar al nuevo usuario de audífonos sobre su molde. Los puntos más importantes son los siguientes:

- **Colocación:** Explicar meticulosamente al paciente la forma de ubicarlo en el oído. Un molde mal colocado ejerce presiones indebidas, produce retroalimentación del micrófono al no obturar correctamente el C.A.E. y su entrada, y puede caerse fácilmente.

- **Aseo:** Indicar al paciente la necesidad de conservar el molde limpio y libre de cerumen. Explicarle la forma de higienizar tanto la parte externa como el interior de la perforación para el paso de sonido (ver capítulo: Asesoramiento y orientación al usuario de audífonos). La acumulación de cera puede producir una disminución o anulación de la amplificación real, y provocar feedback acústico (Staab, 1978), (Fig. 3-65).

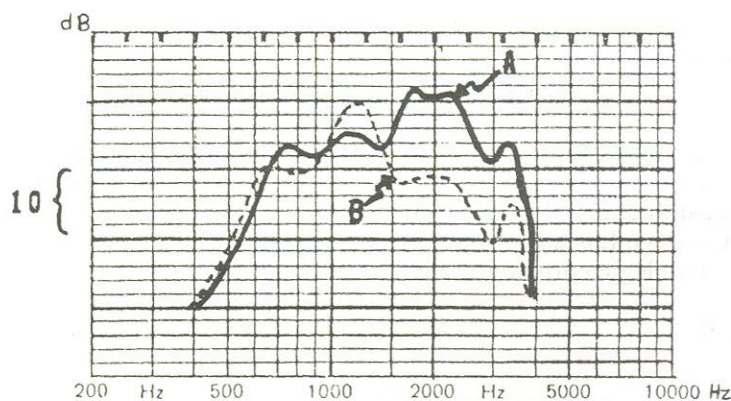


Figura 3-65 = Efectos de un molde en malas condiciones de higiene

A = curva de respuesta con un molde limpio

B = curva de respuesta con un molde parcialmente obstruido con cerumen

- **Reemplazo de la tubería plástica:** Enseñar al usuario de audífono que debe renovarla cuando se vuelva amarilla, rígida y/o quebrada. Debe conservarse transparente, flexible y sin ningún tipo de retorcimiento o quebradura.

Los efectos del retorcimiento de una tubería se pueden observar en la figura 3-66. El grado en que se reduce la amplificación depende de cuanto esté retorcida (Staab, 1978).

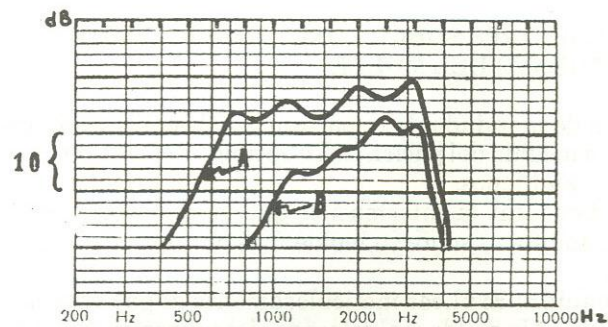


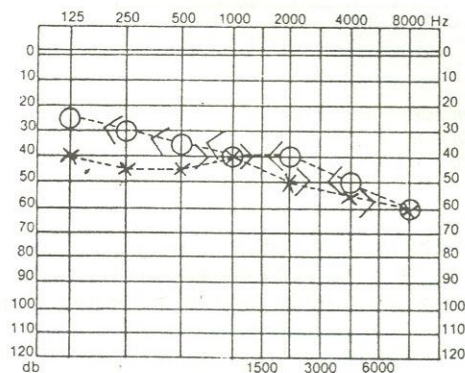
Figura 3-66 = Efectos del retorcimiento de la tuberta plástica
 A = curva de respuesta con una tuberta en buen estado
 B = curva de respuesta con una tuberta retorcida

- **Renovación periódica:** Explicar al paciente que debe renovar cada tanto su molde, para mantener un correcto ajuste y/o para conservar las características del material que le fuera aconsejado. Varias condiciones indican esta necesidad:

- notorio cambio del peso del paciente
- modificación de su nivel de audición
- estiramiento de los tejidos del C.A.E. debido al uso del molde
- deterioro del molde
- cambio de las características del material
- en el caso de niños, crecimiento del oído

En líneas generales, el molde debe ser renovado cuando está flojo o si produce frecuentemente feedback acústico. Comúnmente los niños requieren su cambio cada 3-6 meses en los primeros años de vida, y más adelante cada 6 meses. Los adultos, en cambio, cada 1 - 1 1/2 año. Es necesario un examen otológico previo para eliminar el cerumen del oído.

CASOS



1) R.A.L., 38 años

Oído derecho	Oído izquierdo
U.V.: 35 dB	U.V.: 40 dB
U.P.: 45 dB	U.P.: 50 dB
Máx. disc.: 84%	Máx. disc.: 88%

Hipoacusia: neurosensorial
Equipada con: audífono intracanal en ambos oídos
Tipo de molde: intracanal, con ventilación de 0,8 mm de diámetro

Figura 3 67

2) E.R., 64 años

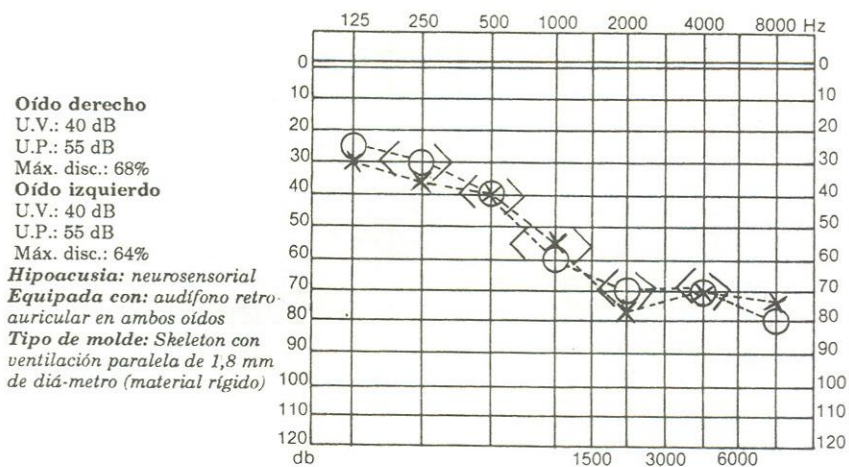


Figura 3-68

3) M. R., 2 años 8 meses

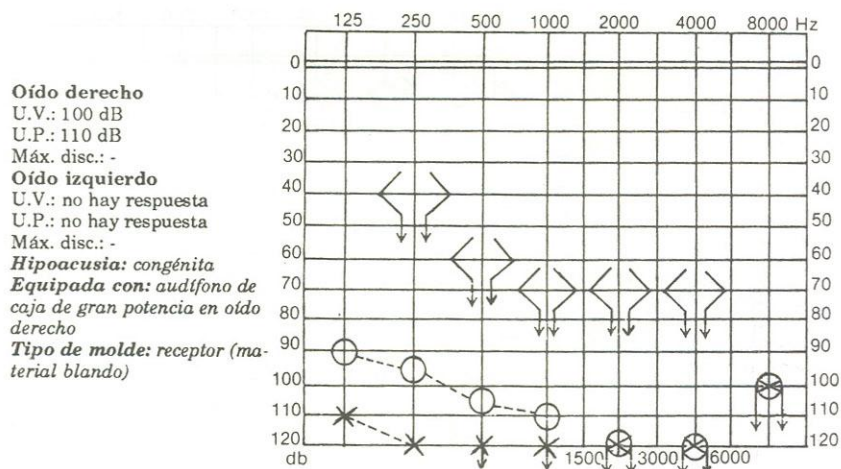


Figura 3-69

4) A.M.L., 73 años

Oído derecho
 U.V.: 50 dB
 U.P.: 60 dB
 Máx. disc.: 72%
Oído izquierdo
 U.V.: 85 dB
 U.P.: 100 dB
 Máx. disc.: 48%
Hipoacusia: neurosensorial
Equipada con: audífono retroauricular en oído derecho
Tipo de molde: Skeleton con bocina (material rígido)

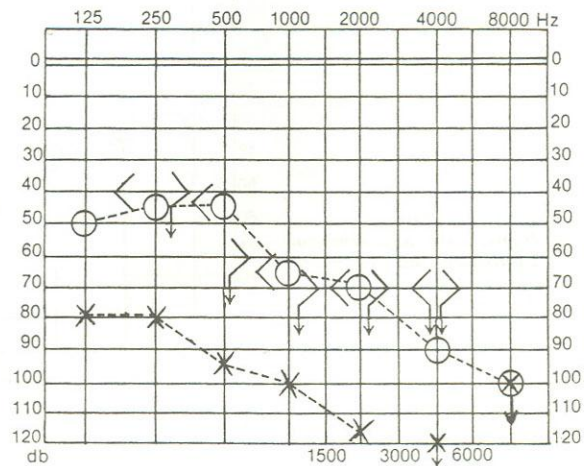


Figura 3-70

5) M. C. R., 45 años

Oído derecho
 U.V.: 10 dB
 U.P.: 15 dB
 Máx. disc.: 76%
Oído izquierdo
 U.V.: 20 dB
 U.P.: 30 dB
 Máx. disc.: 72%
Hipoacusia: probablemente inducida por ruido
Equipada con: audífono retroauricular en oído izquierdo
Tipo de molde: abierto

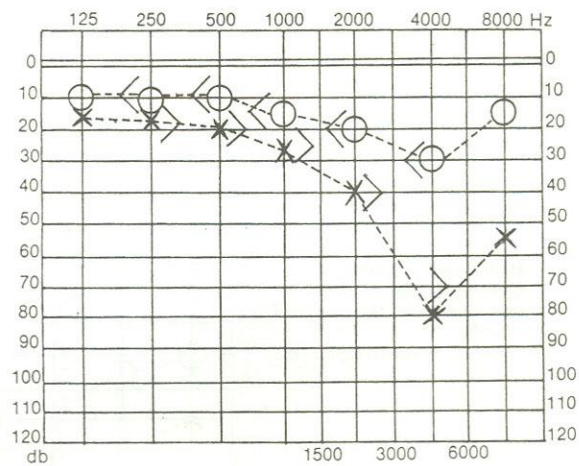


Figura 3.71

6) G. A. T., 5 años

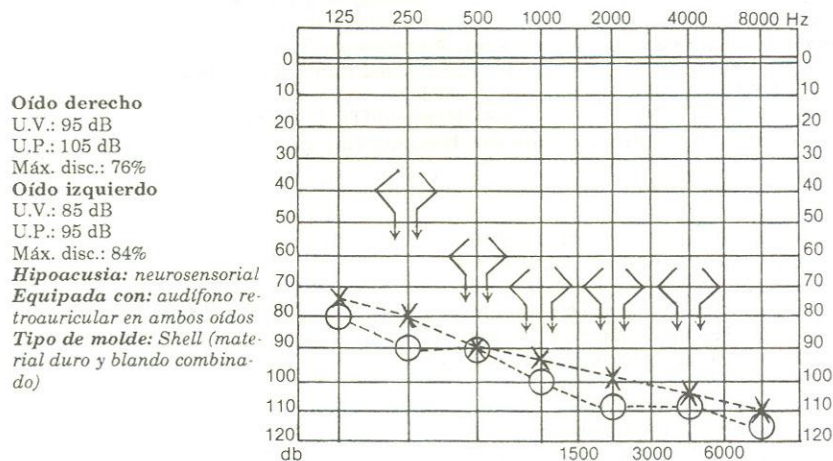


Figura 3-72

BIBLIOGRAFIA

- Berger, K. (1974). **The hearing aid, its operation and development**. Michigan (EE.UU.): The National hearing aid society, Ed. 3 Livonia, 2ª Edición.
- Berland, O. (1975). No mold fitting of hearing aids. Actas del **Seventh Danavox Symposium: Earmoulds and associated problems**. Editadas por Stig Dalsgaard. Dinamarca (173-193).
- Corell, I. (1978). **El molde de oído en teoría y práctica**. Copenhagen (Dinamarca): The Oticon Library, Oticon International A/S.
- Courtois, J. (1975). Binaural Iros fitting of hearing aids. Actas del **Seventh Danavox Symposium: Earmoulds and associated problems**. Editadas por Stig Dalsgaard. Dinamarca (194-230).
- Courtois, J. "cols" (1988). Open Molds. Actas del **13th. Danavox Symposium: Hearing Aid fitting theoretical and practical views**. Editadas por Janne Hartvig Jensen. Dinamarca (175-201).
- Foltner, K. (1982). Practical applications and results of tube fitting. **Hearing Instrument**, Vol. 33, Nº 12: 14-16.
- Leavitt, R. (1981). Earmolds: Acoustic and Structural considerations. En Hodgson, W. y Skinner, P.: **Hearing aid Assessment and Audiologic Habilitation**. Baltimore (EE.UU): Williams & Wilkins, 2ª edición. (73-114).
- Libby, E. R. (1981). Achieving a transparent, smooth, wideband hearing aid response. **Hearing Instruments**, Vol. 32, nº 10: 9-12.

- Libby, E. R. (1982). A new acoustic Horn for small ear canals. **Hearing Instruments**, Vol. 33, nº 9: 48-53.
- Libby, E. R. (1985). Ear-mould modification by special bores and dampers particularly in relation to the mid and high frequency range. **Audiology in practice**. Amsterdam (Holanda): Excerpta Médica, nº II/2: 5-7
- Lybarger, S. (1975). Comparision of earmold Characteristics measured on the 2cc Coupler, the Zwislocki Coupler and real ears. Actas del **Seventh Danavox Symposium: Earmoulds and associated problems**. Editadas por Stig Dalsgaard. Dinamarca (65-83).
- Lybarger, S. (1979). Earmolds. En Katz, J.: **Handbook of Clinical Audiology**. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins, 2ª edición.
- Mc. Hugh, E. y Morgan, R. (1988). Earmold/ITE Shell Technology and Acoustics. En Pollack, M. C.: **Amplification for the Hearing-Impaired**. Orlando (EE.UU.): Grune & Stratton, 3ª edición (106-142).
- Microsonic Inc. (1986). **Custom Earmold Manual**. Ambridge, PA (EE.UU.): 4ª edición revisada.
- National Acoustic Earmold Laboratory (1982/83). A report form Nael on the "Horn mold". **Hearing Instruments**, vol. 33, nº 2: 8-63.
- Nolan, M. (1985). The ear-mould: variations in the transmission curve of a hearing-aid as a result of changes in sound bore diameter and length, and venting. **Audiology in practice**. Amsterdam (Holanda): Excerpta Médica, nº II/2:1-4.
- Northern, J. y Downs, M.P. (1974). **Hearing in children**. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins.
- Roeser, R. y Gerling, I. (1980). Hearing aids. En Keith, R.: **Audiology for the Physician**. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins.
- Staab, W. (1978). **Hearing aid handbook**. EE.UU.: Tab Books, 1ª edición.
- Sung, G. y Sung, R. (1982). The efficacy of hearing aid-earmold coupling systems. **Hearing Instruments**, Vol. 33, nº 12: 11-12.
- Webb, K.; Greenberg, H. y Simmons, F. (1981). Effects of earmold modification on hearing aid response as measured on Kemar. **Hearing Instruments**, Vol. 32, nº 12: 20-23.
- Zubizarreta de Fernández, A. (1984). **Moldes auriculares**. Publicaciones I.O.A., Departamento Técnico de Audiología, Buenos Aires.

IV

AUDIOLOGIA CON ORIENTACION PROTESICA EN EL ADULTO

Dra. Matilde E. Lauberer de Ménguez

INTRODUCCION

La "audiología con orientación protésica en el adulto" tiene carácter de especialidad.

Naturalmente es un tema compuesto por tres elementos: audiología, prótesis y adulto.

El conocimiento de cada uno de ellos es la base para su correcto manejo.

Seguidamente se recordarán sus respectivas definiciones y además se adelantarán algunas ideas conceptuales para familiarizarse con componentes de tan diversa naturaleza que cuando se tocan y se asocian, se comunican.

Audiología

La audiología es la ciencia que estudia la audición en sus tres aspectos:

- a) El órgano del oído
- b) Las posibles deficiencias
- c) Su rehabilitación

Esto en los términos medibles, caracterizantes de esta especialidad, es la audiometría.

Audiometría

Esta ciencia primariamente trata, de manera moderna y lo más precisa posible, la metría de la audición global.

Separadamente se consideran los componentes que de alguna manera participan en el hecho auditivo, como son: umbrales, campo, techo, acúfenos, restos auditivos, etc. Todo esto es nada menos que cubrir la medición cuantitativa y cualitativa de uno de los, sólo cinco, sentidos clásicos.

Consecuentemente la audiometría determina el estado de un oído:

- 1) Hipoacusias subclínicas
- 2) Las labilidades
- 3) El topodiagnóstico
- 4) Posibilidad medicamentosa

- 5) Posibilidad quirúrgica
- 6) Etiología de la sordera
- 7) Grados de invalidez
- 8) Certificación de simuladores y disimuladores
- 9) Prescripción de prótesis

La audiometría abarca los dos aspectos en que se considera la aplicación de la prótesis:

- 1) Por el tipo de prótesis:
audífonos
implantes cocleares
prótesis anatómicas
- 2) Por cada uno de sus procesos:
prescripción
selección
aprobación
adaptación

Los avances de las ciencias se transforman en progresos de la civilización. Esos avances en audiometría permitieron perfeccionar la selección de los diversos tipos de prótesis auditivas.

Esa total utilización de la audiometría hace que su presencia sea imprescindible en la clínica, en la cirugía, en la medicina del trabajo, en la medicina legal. Una aclaración oportuna: cuando se dice "audiometría protésica" o "audiometría legal", por ejemplo, debe entenderse que esa ciencia está dirigida simplemente a esas necesidades y no suponer que haya una audiometría diferente para cada una de ellas.

Someramente se ha repasado la utilidad de la audiometría. Se agregará para terminar que la audiometría se prestó a los cambios del progreso pasando por los cuatro métodos conocidos:

- 1) Empírico (procedimiento basado en la práctica o rutina)
- 2) Semiempírico
- 3) Semiracional
- 4) Racional (procedimiento fundado en la confrontación de argumentos y pruebas documentales)

Prótesis

- Prótesis es lo que sustituye artificialmente un órgano o parte de él. El hombre es su inventor y no es casual; entre sus esencialidades existe, marcadamente, la de ser un protesista. Y lo es más allá de la reparación y sustitución de órganos, lo es, si se observa, en la aplicación y modificación de situaciones: cuando climatiza, cuando vuela, etc. A veces son pequeñas piezas, otras, complicados aparatos reemplazantes de ciertas ausencias.

El ámbito de su inventiva no muestra límites y abarca lo natural y lo artificial.

Su empeño se agudiza en la renovación de sus propias partes perdidas o afectadas: en lo estético, en lo mecánico, en lo funcional y en lo sensorial.

La prótesis es material y sustituye lo material. En el caso de determinadas pérdidas auditivas, los logros son supremos, se sustituye una percepción con una prótesis, esto es el segundo de los elementos que entran en juego en el análisis: audiolología, "prótesis" y adulto.

En el capítulo "Características electroacústicas de los audífonos" otros especialistas recrearán el tema de las prótesis auditivas.

Adulto

Cuando se califica de adulto a una persona se entiende que ha adquirido todo el desarrollo físico y mental que le es natural. Es así en términos generales, pero en audiolología se ha creado una muy particular acepción. Se considera adulto al paciente hipoacúsico cuando ha adquirido y fijado el lenguaje, y luego, por alguna circunstancia especial, haya perdido la audición.

El adulto en este estado recibe, en general, las imágenes acústicas distorsionadas y con el transcurso del tiempo hasta las va olvidando.

Estas dificultades son proporcionales al grado, tipo y tiempo de la hipoacusia.

Cuanto mayores sean, más se manifiestan las alteraciones en su lenguaje.

Se quiso señalar nada más que esta peculiaridad del término "adulto" en este ámbito.

Hasta aquí se han presentado los tres elementos que participan en esta introducción: "la audiolología, la prótesis y el adulto".

Se abordará ahora el tema "Audiolología con orientación protésica en el adulto" tratando la evaluación especialmente audiométrica, que corresponde efectuar en cada caso y en cada uno de los procesos del equipamiento.

Por la índole de este libro se descarta que son conocidos los resultados de normalidad en las pruebas audiométricas básicas. Consecuentemente el estudio tratará, dividido en dos partes, los siguientes temas:

I) Pruebas audiométricas referidas a las patologías conducentes, de alguna manera, a la aplicación de la prótesis.

II) Respuesta práctica de las pruebas al equipamiento protésico.

I Parte

PRUEBAS AUDIOMETRICAS REFERIDAS A LAS PATOLOGIAS AUDITIVAS CONDUCENTES A LA APLICACION DE LA PROTESIS

Se estudiarán aquí las alteraciones auditivas producidas por las diferentes patologías.

Se reitera para evitar conceptos confundibles lo dicho en la introducción: que todas las pruebas son de uso común, sin ninguna diferenciación por usarse en la audiolometría clínica o en la audiolometría protésica y en con-

secuencia los resultados obtenidos son los mismos en los dos casos, a pesar que los objetivos de una y de otra pudieran ser muy distintos.

Esto es que ninguna prueba audiométrica es exclusiva, ni queda excluida de la investigación protésica.

Se analizarán dichas pruebas separadamente en las afecciones del:

- a) Oído externo y medio
- b) Oído interno y vía nerviosa hasta la corteza cerebral

Se hará referencia en forma muy sintética a los fundamentos, técnicas y resultados, omitiendo conceptos cuando se trate de cosas muy conocidas. Pero, no obstante, se señalarán detalles de interés o complementaciones necesarias cuando lo exija la claridad de algún tema. Además se hará especial mención a sus ventajas e inconvenientes y lo que es igualmente importante, la elección precisa y la correlación de las pruebas aplicadas a cada patología.

A) PRUEBAS AUDIOMETRICAS EN EL OIDO EXTERNO Y MEDIO

Estas pruebas audiométricas dada la zona de su aplicación, clásicamente conductiva, dan lógicamente hipoacusias de conducción o transmisión.

A continuación se tratarán estas hipoacusias de conducción con los distintos métodos de exploración:

- Diapasones
- Audiometría tonal liminar
- Audiometría tonal supraliminar
- Audiometría vocal
- Impedanciometría

Diapasones:

Las pruebas con diapasones en las hipoacusias de conducción arrojan los siguientes resultados:

- Un Weber lateralizado al oído afectado o más afectado
- Un Rinne negativo
- Un Schwabach prolongado, y
- Un Lewis-Bing-Federici donde la percepción por vía ósea es mayor que la percepción por vía cartilaginosa

Audiometría tonal liminar:

La audiometría tonal liminar en la hipoacusia de conducción descubre que éstas se caracterizan por el descenso de la vía aérea y la conservación de la vía ósea. Audiométricamente la diferencia ósteo-aérea va desde los 20 hasta los 60 dB como máximo (por ejemplo disgenesias auditivas, alteración a nivel de las dos ventanas oval y redonda).

En vía aérea el perfil puede representar variadas formas: ser plano, en palangana, en jiba, con caída predominantemente a graves o a agudos.

Aclaración: debe corregirse la costumbre de considerar la característica de la hipoacusia de conducción sólo como caída de graves y conservación de agudos por vía aérea, con vía ósea conservada; ésta sería una forma de presentación.

Audiometría tonal supraliminar:

La audiometría tonal supraliminar no tiene aplicación directa en las hipoacusias de conducción. Está dirigida especialmente a las hipoacusias perceptivas, y oportunamente se tratará.

Obviamente los resultados son igual al normal, porque en la hipoacusia de conducción no hay lesión del oído interno.

Audiometría vocal:

La audiometría vocal en las hipoacusias de conducción presenta un perfil paralelo al normal, desplazado hacia la derecha según el grado de pérdida.

Este paralelismo asegura que restablecida la intensidad de la pérdida el comportamiento del oído será semejante al normal.

Se ha dicho al principio que el descenso de la vía aérea significaba una hipoacusia de conducción, sin embargo existe el caso en que descendiendo también un poco la vía ósea la hipoacusia sigue siendo de conducción.

Así se lo considera cuando la alteración de la impedancia del oído medio produce desequilibrio en los líquidos laberínticos sin lesión del oído interno; lo que se conoce como "falsa hipoacusia mixta".

Cuando este descenso de la vía ósea se debe a una lesión del oído interno constituye por sí una hipoacusia perceptiva que junto con la hipoacusia conductiva da una auténtica hipoacusia mixta.

No debe olvidarse que la vía ósea representa el estado del órgano neurosensorial periférico, pero también puede reflejar alteraciones de la impedancia del oído medio.

Las pruebas supraliminares, en estos casos, pueden informar, por medio de un reclutamiento positivo (parcial o total) de la coparticipación del órgano de Corti en la lesión o no, cuando el reclutamiento es negativo.

También existe una prueba logaudiométrica para determinar la falsa y la real hipoacusia mixta. La prueba consiste en efectuar una logaudiometría por vía ósea. Si el resultado muestra una buena discriminación, mejor que por vía aérea, con un franco Rinne vocálico negativo, la hipoacusia mixta es falsa.

En cambio si la discriminación por vía ósea es mala, igual o peor que por vía aérea con un Rinne vocálico negativo acortado, la hipoacusia mixta es real.

Finalmente respecto a las hipoacusias de conducción, las pruebas subjetivas vistas (audiometría liminar y supraliminar, diapasones y logaudiometría) no tienen suficiencia para investigar el diagnóstico diferencial de estas hipoacusias conductivas; para ello se tiene que usar otro recurso de la audiometría, uno de los métodos objetivos, la impedanciometría.

Impedanciometría:

Es la impedanciometría la que puede, casi siempre, definir cuál es la lesión correspondiente al oído medio, es decir hacer el diagnóstico diferencial. No obstante es importante recordar las observaciones que hizo Jerger sobre el tema:

- Los timpanogramas sólo pueden delinear grandes categorías.
- La complacencia estática presenta resultados variables, el 50% de las otoesclerosis dan resultados igual que los normales.
- El **reflejo acústico** puede ser totalmente ambiguo ya que para su producción se necesita la conjunción de tres elementos.

A esto se puede agregar que una prueba aislada no puede definir un diagnóstico diferencial. En este caso, la impedanciometría debe estar asociada con otros estudios audiométricos y previamente con la otoscopia. Muchas veces simples tapones de cera bilaterales producen una hipoacusia considerable.

Este conjunto de pruebas mencionadas contribuye a diferenciar la fijación de cadena o su interrupción, las disfunciones tubáricas y los derrames.

En la otitis media crónica el timpanograma sufre una serie de cambios característicos durante su evolución, que permite determinar el grado de la disfunción tubárica y los distintos estados de líquido en la caja del tímpano (cantidad y densidad).

En el colesteatoma se puede obtener un timpanograma semejante al de fijación de cadena, esto se da por aumento de la masa; otro como el de interrupción de cadena debido a procesos osteolíticos y finalmente como el de la otitis media por la obstrucción tubárica, muchas veces causante de dicho colesteatoma.

Al hablar de obstrucción tubárica se recuerda que el **funcionamiento de la Trompa de Eustaquio** puede ser estudiado cuantitativamente por medio del impedanciómetro. Esta información es importante en los futuros operados de timpanoplastia donde la aereación del oído medio es una necesidad.

En estos casos se realizan dos tipos de pruebas según el estado del tímpano: **íntegro o perforado.**

Con tímpano **íntegro** se realizan las pruebas de **presión-deglución** de Peggy Williams y con tímpano perforado el P.F.T. (prueba de función tubárica) y la Prueba de Holmquist. Estos estudios están basados en variaciones de presión producidos con presiones positivas o negativas, en determinados períodos de tiempo, considerando degluciones espontáneas y provocadas, agregando maniobras de Toynbee y Valsalva.

B) PRUEBAS AUDIOMETRICAS EN EL OIDO INTERNO Y LA VIA NERVIOSA HASTA LA CORTEZA CEREBRAL

Toda esta zona, sin acuerdo unánime, se considera de percepción, por lo tanto las hipoacusias reconocidas con las pruebas audiométricas serán de percepción.

Seguidamente se explorarán esas hipoacusias de percepción con las pruebas usadas anteriormente y además con otras dirigidas al topodiagnóstico de las patologías en esa zona, destacando las que son factibles de equipamiento protésico.

Diapasones

Las pruebas con diapasones en las hipoacusias de percepción arrojan los siguientes resultados:

- Un Weber lateralizado al oído sano o menos afectado
- Un Rinne positivo acortado
- Un Schwabach acortado y
- Un Lewis-Bing-Federici donde la percepción por vía cartilaginosa es mayor que la percepción por vía ósea

Audiometría tonal liminar

La audiometría tonal liminar presenta la vía aérea y la vía ósea descendidas con respecto al normal. Los perfiles, muy variados, muestran la vía ósea acompañando el descenso de la vía aérea. Pueden ser perfiles:

- Planos, de diferentes grados de pérdida.
- Con caída preferentemente en graves (raro pero presente algunas veces).
- Con caída progresiva o abrupta en agudos y mayor conservación de graves, como sucede con la presbiacusia.

Estos perfiles son difíciles de equipar por el desequilibrio de frecuencias, los tonos graves actúan como enmascaradores de los agudos perjudicando la discriminación.

- Con muesca a nivel de la zona de los 4.000 Hertz (trauma acústico).

Audiometría tonal supraliminar

Dentro de las lesiones perceptivas, debe hacerse la diferenciación entre la lesión coclear y la retrococlear. Seguidamente se analizarán las pruebas para la determinación de cada una de esas patologías.

a - Pruebas para lesiones cocleares

Las pruebas supraliminales tonales son aplicadas especialmente a las lesiones cocleares. Caracterizadas estas lesiones por la presencia del fenómeno de reclutamiento.

Corresponde en primer término estudiar el techo auditivo como complemento del umbral, para determinar la extensión del campo útil del paciente. Detalle muy importante para establecer el tipo de amplificación apropiada para el paciente a equipar.

El estudio de ese campo auditivo tiene como propósito la comprobación del reclutamiento y su grado. Las pruebas para ello son varias, cada una tiene particularidades en relación a las condiciones del paciente y las precisiones buscadas. Estas pruebas son las siguientes:

- **Prueba de Fowler:** es la más sensible, pero es condición que la

diferencia entre ambos oídos sea de 30 dB como mínimo y 50 dB como máximo a un mismo tono. Esta exigencia no se presenta frecuentemente.

- **Prueba de SISI:** ofrece mayor facilidad para efectuarla porque es monoaural y se realiza a 20 dB sobre el umbral. Es la más utilizada en la práctica corriente. Precaución: que el oído examinado no presente adaptación. Para determinarla es conveniente que el paciente indique, además de los aumentos de intensidad, el tono continuo de base. Se evitará de esta manera la interpretación de falsos resultados positivos.

- **Prueba de Watson y Tolan:** tiene la ventaja de no precisar ningún aditamento especial en el audiómetro.

Advertencia: se debe explicar bien al paciente que se necesitan umbrales de comodidad y de molestia. Es decir las dos intensidades tonales mínimas, una para la comodidad y otra para la molestia. En los normales estas zonas son muy amplias.

Aquí se adelanta la importancia del umbral de molestia para limitar la salida máxima del audífono.

- **Prueba del Umbral de Modulación:** como se efectúa a 40 dB sobre el umbral puede presentar dos limitaciones: la intolerancia del paciente y la falta de rendimiento del audiómetro. Se utilizó mucho antes de la existencia de la prueba de SISI.

- **Prueba de fatiga de Davis:** por ser la más conocida para valorar la fatiga sólo se dirá que las limitaciones de su uso están dadas por el grado de tolerancia del paciente; además, diferencias de más de 10 dB entre los umbrales es considerado patológico.

b - Pruebas para lesiones retrococleares

Debe decirse que todas estas pruebas que se acaban de ver como de utilidad para las lesiones cocleares, lo son en cuanto dan positivo. Ahora bien, cuando el resultado es negativo estas mismas pruebas son aprovechables, por oposición, para las lesiones retrococleares.

Para el topodiagnóstico de las lesiones retrococleares en base a tonos, se destacan en nuestro medio dos pruebas:

- **La prueba de adaptación de Carhart:** en esta prueba lo importante es no interrumpir el sonido al aumentar la intensidad para alcanzar la percepción durante un minuto.

A propósito se debe recordar que en las lesiones retrococleares esa percepción precisa más de 30 dB sobre el umbral y a veces, aún, no se alcanza el minuto de percepción a ninguna intensidad. En algunos casos disminuye el tiempo de la misma, a medida que aumenta la intensidad del sonido.

- **Prueba de Chocholle:** con ella se estudian las lesiones subcorticales o del tronco cerebral. Esta prueba basada en los procesos de facilitación e inhibición de origen central ofrecía la posibilidad de investigar una zona nerviosa alta con tonos, pero en la actualidad ha entrado en desuso porque el 60% de los normales da resultado patológico.

A medida que se avanza en la vía nerviosa los tonos puros van dando menor información, tanto es así que la audiometría tonal liminar puede presentar valores dentro de la normalidad, habiendo realmente patología.

Audiometría vocal

Se pasará ahora al estudio de la hipoacusia perceptiva mediante la audiometría vocal.

a - Pruebas para lesiones cocleares

En las hipoacusias con reclutamiento el perfil vocal puede presentarse en forma de casco o campana, disminuyendo la discriminación con el aumento de intensidad. Sin embargo a veces no es así, esto depende del grado de pérdida y del reclutamiento del paciente.

Aclaración: la logaudiometría en el paciente perceptivo con reclutamiento puede dar 100% de discriminación.

b - Pruebas para lesiones retrococleares

En la hipoacusia perceptiva sin reclutamiento el perfil se presenta en meseta, manteniéndose la discriminación con los aumentos de intensidad.

Se advierte dada la diversidad de factores que presenta la audiometría vocal, que dos hipoacusias perceptivas de igual pérdida tonal pueden dar resultados logaudiométricos diferentes.

- **Prueba de Logaudiometría Biaural de Groen:** se utiliza para diferenciar la lesión periférica de la lesión central. Se comparan los perfiles monoaurales con el biaural.

Cuando el biaural se empina con respecto al mejor monoaural la lesión es periférica. Cuando el perfil biaural no se empina la lesión es central.

- Para las lesiones centrales se emplea además, la **Logaudiometría Sensibilizada**, que consiste en todo tipo de logaudiometría especial que por medio de algún artificio (por ejemplo filtros) crea dificultades en la audiocomprensión del mensaje. Estas dificultades no pueden ser superadas cuando existe una lesión a nivel central. Estudia las funciones superiores del lenguaje: memoria, atención, comprensión, etc.

Se notifica que en esta prueba es imprescindible determinar los patrones normales, ya que estos no alcanzan una discriminación del 100% y es necesario conocer ese valor para identificar la patología.

Impedanciometría

En las hipoacusias de percepción el timpanograma es igual al normal.

La información la dan los reflejos. Se recuerda que el reflejo estapedial está especialmente dirigido a los problemas perceptivos.

a - Pruebas para lesiones cocleares

- **Prueba de Metz:** mediante el reflejo acústico se establece el grado de reclutamiento comparando la intensidad necesaria para producirlo con el umbral tonal convencional. Existe una relación inversamente proporcional, a menor intensidad para su determinación mayor reclutamiento y viceversa.

b - Pruebas para lesiones retrococleares

- **Prueba de adaptación de los músculos del oído medio de Anderson:** se utiliza para las lesiones de primera neurona.

Puede hacerse manual o automáticamente. Se verifica si la amplitud del reflejo se mantiene durante 10 segundos. Si baja un 50% antes de los 5 segundos se supone lesión de primera neurona.

- **Prueba de la dinámica del reflejo acústico:** se aplica a las lesiones del tronco cerebral y más específicamente del VIII par.

Consiste en determinar las modificaciones rápidas del reflejo acústico sobre los parámetros de amplitud y de tiempo.

Pialoux considera 6 parámetros:

- 1- Latencia (L)
- 2- Amplitud (A)
- 3- Tiempo de descontracción (D)
- 4- Tiempo de retorno (R)
- 5- Pendiente de subida (m)
- 6- Pendiente de descontracción (d)

Este autor presentó en 1980 los patrones normales correspondientes a estos seis parámetros.

Es fundamental que los resultados sean evaluados en conjunto para no caer en graves errores de diagnóstico. Se recuerda que el impedanciómetro común necesita un dispositivo especial para la realización de esta prueba.

- **Prueba de comparación entre los reflejos contra e ipsilaterales de Jerger:** permite hacer el diagnóstico diferencial entre lesión de 1ª neurona (o del nervio) y lesión central.

Audiometría por respuestas eléctricas

Por medio de otra prueba objetiva, el Bera o sea los potenciales provocados a nivel del tronco cerebral, se puede también diagnosticar en las lesiones perceptivas, las correspondientes a la 1ª neurona, por ejemplo el neurinoma del VIII par. A esta prueba se la llama Bera Neurológico y consiste en comparar el tiempo de conducción central (T.C.C.) entre ambos oídos.

El T.C.C. es el tiempo comprendido entre la onda I y la onda V.

- **Cuando hay lesión de 1ª Neurona el T.C.C. está aumentado en más de 0.4 ms** con respecto de un oído al otro. Esto se determina a 60 dB sobre el umbral de audición, según Davis.

Determinados los potenciales auditivos a nivel de corteza (ERA) puede conocerse el umbral de audición. Según Tato esta prueba se emplea cuando el paciente no puede o no quiere contestar a la audiometría tonal convencional.

Con lo expuesto se ha cumplido el propósito de este ítem, sólo resta enumerar algunas observaciones:

- 1) Ninguna prueba subjetiva u objetiva es excluyente, todas se complementan.
- 2) Su positividad confirma el diagnóstico presuntivo, pero su negatividad no lo descarta.
- 3) No todas las pruebas dan resultado positivo ante una determinada patología, todo depende de la mayor o menor

sensibilidad de cada una y de las estructuras afectadas por la lesión.

Se ha tratado de hacer una reseña de todas las pruebas usadas en la clínica diaria para contribuir al diagnóstico de las afecciones del sistema auditivo. Diagnóstico fundamental para establecer una terapéutica medicamentosa, quirúrgica, protésica o combinada.

II PARTE

RESPUESTA PRACTICA DE LAS PRUEBAS AL EQUIPAMIENTO PROTESICO

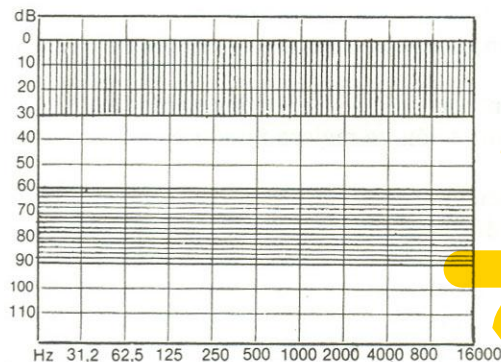
En este tramo del trabajo "Audiología con orientación protésica en el adulto" se expondrá la parte más específica de este tema, es decir, las pruebas audiométricas en relación directa al equipamiento protésico, ya sean subjetivas u objetivas.

Se comenzará por las pruebas subjetivas.

A) Audiometría tonal liminar:

Este examen permite tener una idea de la naturaleza de la hipoacusia y la profundidad de la deficiencia auditiva. Es muy útil pero no suficiente para determinar las características de una prótesis. Para ello se darán a continuación algunas indicaciones con intenciones prácticas.

1) Según el grado de pérdida se puede establecer que (Fig. 4-1):



- Entre 0 y 30 dB no se necesita prótesis
- Entre 30 y 60 dB el resultado de la prótesis puede ser bueno
- Entre 60 y 90 dB conviene que la prótesis se asocie con labiolectura para obtener mayor beneficio.
- Con pérdidas mayores de 90 dB, la prótesis permitirá al hipoacúsico tener noción de sonido y realizar el autocontrol del volumen de su voz (retroalimentación auditiva) pero no la discriminación de la palabra.

Figura 4-1 = Resultado de la prótesis auditiva según el grado de hipoacusia

2) La ubicación de los umbrales aéreos y óseos en el audiograma tonal contribuye a la elección de la vía para equipar al paciente; en términos generales se utiliza la vía aérea, sólo en algunas situaciones especiales la vía ósea.

3) El grado de pérdida de cada oído permite, a primera vista, presumir el oído a equipar.

Existen unas simples y antiguas reglas que aún, con las limitaciones de cada caso, pueden ser utilizadas a modo de orientación.

Elas son:

a) Cuando un oído está por encima de los 30 dB y el otro por debajo se equipa el peor, para que los dos estén dentro del rendimiento social útil. Hay otros colegas que en estos casos no equipan.

b) Cuando los dos oídos están comprendidos entre los 30 y 60 dB se prueban ambos, para equipar el que permita una mejor discriminación.

c) Cuando los dos oídos están por debajo de los 60 dB se equipa el mejor, porque se presupone que a menor pérdida el audífono permitirá con menor amplificación, un mayor acercamiento a la zona normalmente audible.

Es importante no olvidar que el audífono a menudo debe probarse en cada uno de los oídos, pues no siempre el de mejor audición tonal es el de mejor resultado protésico y que el equipamiento puede hacerse también en forma binaural, sobre todo en el caso b).

4) Según el topodiagnóstico de la hipoacusia (tipo de pérdida) puede suponerse, a grandes rasgos, que:

a) Hipoacusias de conducción o mixta (a predominio conductivo) necesitan prótesis de amplificación lineal.

b) Hipoacusias de percepción con reclutamiento necesitan prótesis con comprensión automática de ganancia (A.G.C.).

c) Hipoacusias de percepción con pérdidas abruptas o progresivas a agudos necesitan prótesis con amplificación selectiva y modificaciones en el molde auricular.

d) Hipoacusias de percepción por lesiones centrales necesitan prótesis suaves, generalmente la discriminación no mejora mucho con la amplificación.

5) Los umbrales tonales tomados a campo libre permiten, a posteriori, valorar la ganancia tonal del audífono al comparar los resultados obtenidos sin y con las diferentes prótesis.

6) El mismo procedimiento anterior puede ser utilizado agregando ruido de fondo, cuya calidad e intensidad debe ser reproducido fielmente al probar las diferentes prótesis, para obtener el verdadero beneficio de ellas al realizar el estudio comparativo.

B) Audiometría tonal supraliminar:

Ante todo se reproducirá el pensamiento de Lüscher "Una sordera no puede considerarse funcionalmente esclarecida si no se conoce el comportamiento de toda la extensión del campo auditivo". Y es precisamente la

audiometría tonal supraliminar, como ya se dijo, la que permite conocer todo el campo auditivo, desde el umbral al techo.

El conocimiento del techo es el determinante de la salida máxima del audífono, para no exceder el límite auditivo tolerable del paciente.

El fenómeno primordial a investigar es la presencia del reclutamiento, el cual produce un estrechamiento del campo auditivo que lleva al paciente desde "no oír a oír muy fuerte" y que exige ser correspondido por la ampli-ficación del audífono.

Para determinar este campo auditivo, en función de la prótesis, lo más apropiado es la prueba de Watson y Tolan, que al establecer el umbral de comodidad y el de incomodidad, delimita el área útil de audición. Debiéndose ajustar la salida máxima del audífono, de modo que esta intensidad sea siempre menor que la necesaria para llegar a la incomodidad del paciente.

Importante: Los audífonos vienen calibrados en S.P.L. (nivel de presión sonora) y la audición del paciente se mide en H.T.L. (nivel de umbral auditivo), por lo tanto hay que hacer una conversión de estos niveles para unificar los valores auditivos del paciente con los del rendimiento del audífono.

A continuación se presentan dos casos con hipoacusia perceptiva de igual grado de pérdida y diferente extensión del campo auditivo y por ende muy diferente situación frente al equipamiento protésico (Fig. 4-2 y 4-3).

CASO A

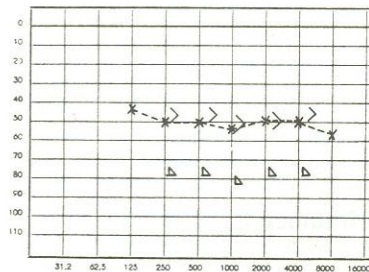


Figura 4-2

CASO B

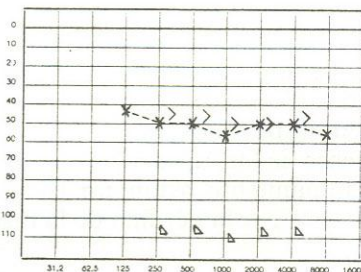


Figura 4-3

El caso A permite una ampli-ficación muy limitada debido a que el techo auditivo se encuentra a sólo 30 dB del umbral.

El caso B, por el contrario, permite una mayor ampli-ficación, ya que la diferencia entre el umbral y el techo auditivo es de 60 dB.

El caso A se soluciona, en términos generales, con audífonos de ampli-ficación comprimida y el caso B con audífonos de ampli-ficación lineal convencional.

Finalmente se recuerda que si bien la audiometría tonal (liminar y supraliminar) es precisa para la determinación de la naturaleza y grado de la hipoacusia, no refleja totalmente el valor funcional de la audición para la comprensión del lenguaje. Estas diferencias las explicó claramente

Lafón diciendo: "la audiometría tonal es el test del órgano acústico y la audiometría vocal es el test de una función: la percepción auditiva".

Portman lo expresó con otras palabras diciendo: "la audiometría vocal es el estudio global de las posibilidades de comprensión del lenguaje de un individuo, cuyos factores son múltiples: audición, lectura labial, conocimiento de la lengua, suplencia mental, atención, etc. Múltiples elementos entre los cuales la audición prima, sobre todo si no hay labiolectura.

C) Audiometría vocal:

La audiometría vocal, complementando a la audiometría tonal, permite cifrar globalmente la inteligibilidad del lenguaje y deducir la situación social auditiva del hipoacúsico, ya sea por pérdida de sensibilidad, defectos de discriminación o lo que hemos dado en llamar factores parafuncionales. Esta audiometría vocal clarifica las divergencias en apariencia inexplicables, que en la práctica se ha podido comprobar, entre el audiograma de un paciente y su rendimiento social auditivo. Como así también la diferencia de niveles discriminativos entre dos pacientes de igual pérdida tonal.

Estas consideraciones muestran que la audiometría vocal es el método más apropiado para el pronóstico presuntivo del equipamiento protésico.

- Hipoacusia conductiva:

En el caso de la hipoacusia de conducción pura es donde se dan las mayores posibilidades de éxito en el equipamiento, puesto que hay sólo una pérdida de sensibilidad y no de discriminación, la cual se comporta igual que el normal (100%).

Con el audífono la diferencia ósteo-aérea vocal puede cerrarse, convirtiéndose el Rinne negativo inicial en positivo. El perfil logaudiométrico aéreo se desplaza hacia la izquierda acercándose al perfil normal.

- Hipoacusia perceptiva:

En el caso de las hipoacusias perceptivas las posibilidades de beneficio con el equipamiento están limitadas por la pérdida de sensibilidad y esencialmente por la pérdida de la discriminación.

a) Coclear

En la hipoacusia de percepción coclear el resultado del audífono dependerá del grado de reclutamiento. Las distorsiones en tonalidad e intensidad que éste produce, generalmente disminuyen la ganancia y pueden también anularla. Algunos colegas sostienen que eventualmente, la aumentan. Esto dependerá del perfil tonal inicial.

b) Retrococlear

En la hipoacusia perceptiva retrococlear el resultado del audífono está condicionado al grado de las alteraciones de la conducción nerviosa de la vía auditiva (por ejemplo el tiempo) y a las alteraciones de las funciones superiores del lenguaje asociadas, que se pudieran presentar. En estas últimas lesiones centrales generalmente la discriminación no mejora con la amplificación.

- Hipoacusia mixta:

En el caso de hipoacusias mixtas (conductiva y perceptiva) el resultado del equipamiento protésico dependerá de la proporción entre los componentes. A mayor componente conductivo mejor resultado protésico y viceversa.

Ahora se continuará con las pruebas objetivas. Sólo se hará una breve mención de su aplicación en el equipamiento protésico pues en este libro se presenta el capítulo: "Métodos objetivos de Selección de audífonos", donde se hace referencia a ellas.

En la audiometría protésica objetiva se utiliza la impedanciometría y los potenciales provocados auditivos (audiometría por respuestas eléctricas).

D) Impedanciometría:

La impedanciometría es una prueba de rutina que permite:

- Determinar problemas de hipoacusias conductivas puras, factibles de ser solucionados con tratamiento medicamentoso o quirúrgico, o de una hipoacusia mixta, favoreciendo en uno y otro caso con la disminución de la hipoacusia, y al rendimiento del audífono si fuera necesario.
- Determinar el volumen físico del conducto auditivo externo, importante para la adaptación correcta del molde auricular.
- Determinar umbrales auditivos en forma indirecta, por medio del reflejo acústico, permitiendo la comparación de ellos sin y con audífono.
- Determinar, en forma objetiva, la presencia de reclutamiento, que como se dijo permite elegir el tipo de amplificación más conveniente.
- Determinar el umbral de incomodidad del paciente, también en forma objetiva, en base al reflejo acústico. Muy importante para limitar la salida máxima del audífono en las personas que no pueden expresar subjetivamente la incomodidad.

E) Audiometría por respuestas eléctricas:

Los potenciales provocados auditivos pueden utilizarse para la determinación de los umbrales auditivos mediante las respuestas:

- de la corteza cerebral (CERA)
- del tronco cerebral (BERA)

Este procedimiento objetivo, con sus limitaciones correspondientes puede ser aplicado también para el equipamiento protésico, realizando los exámenes sin y con audífono para determinar su ganancia.

Con lo referido se ha hecho una revisión de la audiología con orientación protésica en el adulto, como lo exige el tema.

No obstante merecen una consideración especial las personas de la tercera edad. En éstas los procesos normales del envejecimiento se manifiestan en el sistema auditivo lo mismo que en los demás sistemas orgánicos.

Estos procesos degenerativos referidos a la audición reciben el nombre de "presbiacusia", es decir "disminución de la agudeza auditiva producida en la edad avanzada".

Estas disminuciones audiométricamente se caracterizan por:

- Una deficiencia tonal ligera a nivel de las frecuencias conversacionales, con caída progresiva o abrupta hacia los agudos.
- Presencia o ausencia de reclutamiento, según el grado y las estructuras afectadas por la presbiacusia (coclear, neural o de corteza cerebral).
- Una marcada dificultad para la discriminación, especialmente en grupo o con ruido de fondo.

Los ancianos se quejan más de no comprender que de no oír. Expresan: "oigo pero no entiendo". Metafóricamente Fournier se refiere a este tema diciendo: "Los sonidos les parecen riñas y las palabras cabalgatas".

- Puede existir disociación entre la discriminación con palabras emitidas a velocidad normal y la pérdida tonal. La inteligibilidad de la palabra se revela, algunas veces, peor que lo previsto en el audiograma tonal. La discriminación mejora cuando el mensaje se emite lentamente.

En el anciano el beneficio del audífono está condicionado no sólo a la pérdida de sensibilidad y a la pérdida discriminativa sino también a sus disminuciones fisiológicas generales.

Estas son:

- Falta de memoria
- Falta de atención
- Aumento de la fatiga
- Incoordinación motora
- Lentitud intelectual
- Falta de procesamiento mental
- Disminución de la comprensión
- Dificultad en el aprendizaje
- Falta de perseverancia
- Resistencia a las innovaciones

De todo esto surge lo imprevisible en los resultados del equipamiento protésico del anciano, siendo algunas veces muy diferentes al pronóstico presuntivo deducido de los estudios audiométricos.

Como conclusión de todo lo expuesto se puede decir que: la audiometría es un sistema de reglas y condicionamiento indudablemente científico, pero tiene algo más, la intelectualidad de un arte. Se tratará de explicar esto razonadamente.

La prescripción y resolución de una prótesis auditiva es una de sus posibilidades.

Los estudios correspondientes a este objetivo, para mayor claridad en esta explicación se dividirán en dos grupos:

- a) los de aspecto funcional (resultado técnico)
- b) los de aspecto parafuncional (resultado humano)

Los de aspecto funcional son un hecho científico que consiste en estudiar y determinar audiométricamente los siguientes puntos:

- 1) grado y calidad de la hipoacusia
- 2) posibilidad de equipamiento

Esto en términos generales sería lo necesario y suficiente para el

equipamiento protésico auditivo, pero no lo es, el problema es mucho más complejo. Hace falta considerar los aspectos parafuncionales del paciente, éstos son:

- 3) la edad
- 4) la fecha de aparición de la sordera
- 5) adaptación del paciente a la prótesis
- 6) cuando la deficiencia pasa los 60 dB
- 7) la instrucción
- 8) la profesión
- 9) la inteligencia
- 10) la idiosincracia
- 11) la voluntad y entusiasmo
- 12) el entorno

Estos factores cuasi imponderables que se llaman parafuncionales, diversos y múltiples tienen en la práctica una incidencia considerable sobre el resultado protésico final generalmente imprevisible.

Los estudios audiométricos como base de todo el proceso deben ser precisos y minuciosos, debe tenerse presente que el hipoacúsico a protetizar tendrá que recorrer de por vida un camino de pequeños escollos como son: las adaptaciones, los reaprendizajes, las nuevas readaptaciones, las integraciones consecutivas al mundo sonoro, ahora interferido por ruidos y alborotos incalculados, a veces de tan rápida mudanza que no dan tiempo al acomodamiento del aparataje y lo peor que estas arduas exigencias conducen al sordo a abandonar esta lucha y hundirse para siempre en el silencio...

Tal vez por estas tristezas, los estudios audiométricos que de hecho son artesanales y valoran aisladamente cada caso, se sensibilizan más en la tarea protésica, no sólo en el plano técnico y científico, sino también en el plano humano y así debe ser.

BIBLIOGRAFIA

- Arcella, A. y Lauberer, M. (1961). Propuesta de modificación de la prueba de Selección de prótesis auditivas. *Fonoaudiológica*, Tomo 7, nº 3: 227-232.
- Dehaussy, J. (1959). *Correction prothétique des surdités*, París (Francia): Masson et Cie. editeur.
- de Quirós, J.B. y D'Elfa, N. (1973). *Introducción a la audiometría*. Buenos Aires (Argentina): Ed. Paidós, 1ª edición.
- de Quirós, J. B. y D'Elfa N. (1980). *La audiometría del adulto y del niño*. Buenos Aires (Argentina): Ed. Paidós, 2ª edición.
- Jerger, J. (1977). *Ultimos avances en Audiología*. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 1ª edición.
- Katz, J. (1979). *Handboock of Clinical Audiology*. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins, 2ª edición.
- Northern, J. L. (1979). *Trastornos de la audición*. Barcelona (España): Salvat Editores.
- Portmann, M. y Portmann, C. (1975). *Audiometría Clínica*. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 2ª edición.

V

AUDIOLOGIA CON ORIENTACION PROTESICA EN EL NIÑO

Prof. María Teresa Carchio de Peralta

Flga. Nilda Villanueva de Sanz

DIAGNOSTICO PRECOZ DE LA HIPOACUSIA INFANTIL

Durante los primeros años de vida del niño se producen los mayores progresos intelectuales, lingüísticos y sociales; de esto se deduce que una deficiencia auditiva congénita o adquirida en este período, producirá un deterioro significativo en el desarrollo del lenguaje y en la comunicación.

En consecuencia surge como necesario la realización de un diagnóstico temprano de las deficiencias auditivas para comenzar lo antes posible las medidas terapéuticas adecuadas.

Existen ciertas incidencias patológicas donde la exploración auditiva después del parto es obligada. Según Graf deben considerarse los siguientes grupos de alto riesgo (Löwe, 1981):

A) Carga hereditaria

- Parentesco sanguíneo, hipoacusia severa o sordera en padres, hermanos o parientes.

B) Problemas prenatales

- Enfermedades virósicas de la madre durante el embarazo temprano
- Medicaciones o tóxicos
- Incompatibilidad de grupos sanguíneos
- Hemorragias y amenaza de aborto
- Eclampsia
- Ictericia gestacional recidivante

C) Problemas perinatales

- Parto difícil y de larga duración
- Parto complicado (manual y quirúrgico, extracción)
- Parto deficitario (peso de nacimiento, longitud corporal)
- Asfixia (apnea, cianosis, hipoxia)
- Ictericia patológica del recién nacido
- Enfermedades del recién nacido (sepsis, neumonía)

D) Problemas postnatales

- Desarrollo demorado en la lactancia
- Enfermedades severas de la lactancia
- Meningoencefalitis
- Lesiones cerebrales (accidentes, anestesia)

Downs propone, en base a su rica experiencia, la reducción de los factores de riesgo de trastornos auditivos en lactantes de los cinco grupos siguientes (Löwe, 1981):

- 1- Rubéola materna durante el embarazo
- 2- Trastornos auditivos familiares que no pueden considerarse consecuencia de causas exógenas después del parto
- 3- Incompatibilidad de grupos sanguíneos (bilirrubinemia de más de 20 mg/100 ml)
- 4- Bajo peso de nacimiento (menos de 1.500 gr)
- 5- Malformaciones de orejas, nariz y paladar (incluyendo labio leporino y paladar hendido)

Es conocido que ciertas alteraciones auditivas no aparecen aisladas; unidas a ellas se encuentran trastornos del desarrollo intelectual, visuales y malformaciones diversas, que pueden asociarse con la sordera. El desarrollo del niño se verá más seriamente afectado cuando existen otras perturbaciones, aunque es difícil poner de relieve las consecuencias.

Las dificultades motivadas por un déficit auditivo sólo son realmente notables si éste es muy profundo. Las hipoacusias parciales son a menudo difíciles de descubrir, ante todo porque en estos casos el comportamiento del niño moderadamente sordo no es demasiado diferente al del oyente. Por otra parte los padres carecen evidentemente de puntos de referencia precisos.

Es conveniente tener en cuenta que existe una cierta correspondencia entre el retardo del lenguaje y el grado de pérdida auditiva.

En las últimas dos décadas se han producido avances desde el punto de vista tecnológico y científico que permiten una evaluación temprana de déficits auditivos, pero lamentablemente en nuestro país son pocos los servicios que cuentan con un registro de alto riesgo que facilite la pesquisa precoz de las deficiencias auditivas. Además no se debe olvidar la influencia de los factores socio-económicos en la falta de soluciones para los niños hipoacúsicos. Todo está en dependencia de los medios económicos de la familia y del nivel cultural, que allane la resolución de dificultades que a primera vista parecerían puramente técnicas.

Las posibilidades que tiene un niño de los grandes centros urbanos, difieren ampliamente de las de un niño que vive en un medio rural, donde las grandes distancias y la falta de medios de locomoción se suman a los factores anteriores y dificultan la detección de alteraciones auditivas.

Ante esto se impone la necesidad de llevar a cabo algunas medidas preventivas que permite la detección de daños auditivos en lactantes:

1- Confección de un fichero de alto riesgo de todos los recién nacidos, en el cual, en base a su historia previa o a una comprobación corporal durante el parto, se sospecha de un daño auditivo.

2- La instrucción sistemática de todos los médicos y auxiliares médicos que tengan contacto con lactantes, en cuanto a indicios de un déficit auditivo.

3- La indicación a todas las madres de observar atentamente las reacciones auditivas en sus bebés.

ESTUDIOS PREVIOS A LA INVESTIGACION AUDIOLOGICA EN NIÑOS

- Examen clínico
- Examen O.R.L.
- Otros estudios (neurológicos, psicológicos, etc.)
- Anamnesis fonoaudiológica (Dr. Quirós)

Se consigna:

a) Identificaciones

- datos individuales del niño
- comparación de las conductas con los patrones establecidos para cada edad
- datos del informante

b) Antecedentes hereditarios y familiares

c) Antecedentes personales

- prenatales
- natales
- postnatales

d) Antecedentes de orientación diagnóstica:

- Condicionamiento (datos referentes a la reacción del niño ante diferentes ruidos y sonidos, en diversas situaciones)
- Comunicación (a través de qué medios se comunica: señas, gestos, gritos, palabras, etc.)
- Conducta (con quién y cómo juega)

EVALUACION AUDIOLOGICA

I - PRUEBAS OBJETIVAS

Es frecuente la utilización de dos pruebas objetivas: la impedanciometría, cuya aplicación es obligada, y la audiometría de tallo cerebral (BERA), que no siempre es requerida para realizar un diagnóstico audiológico,

excepto en el caso de niños muy pequeños, difíciles de condicionar o con otros retardos asociados.

1) Impedanciometría:

- a) Indica el estado tímpano-osicular
- b) Determina el volumen físico o activo del C.A.E.
- c) Permite estimar la hipoacusia a partir del reflejo acústico
- d) Puede detectar la existencia de reclutamiento

Con respecto al punto a) la detección de algún componente conductivo será considerada a fin de ser resuelto (de acuerdo al criterio médico) antes de comenzar otros estudios.

2) Audiometría de tallo cerebral (BERA):

Constituye una herramienta importante para el diagnóstico precoz de las sorderas congénitas o adquiridas a temprana edad. Puede aplicarse en niños recién nacidos, e incluso prematuros.

En la mayoría de los casos hay coincidencia entre los umbrales de audición por audiometría de tallo cerebral (BERA) y los umbrales por métodos subjetivos, pero también se han obtenido respuestas opuestas. En estos casos se pide la repetición del estudio para corroborar los resultados.

II - PRUEBAS SUBJETIVAS:

Estas pruebas incluyen:

- A) Test de sonidos complejos
- B) Test de sonidos puros
- C) Test vocal
- D) Determinación de umbrales de molestia

A) TEST DE SONIDOS COMPLEJOS

El material sonoro utilizado es múltiple: instrumentos musicales (tambor, pandereta, flauta, platillos, campanillas, etc.), juguetes sonoros, voz humana.

El material se clasifica por su tonalidad e intensidad, teniendo en cuenta dentro de las mediciones realizadas el ruido existente en el ambiente donde se ejecuta la prueba.

Se ubica al niño cerca del examinador, aproximadamente a 1,50 m. de distancia. Si se trata de un lactante, se lo deja dentro de su cuna o cochecito; si puede mantenerse sentado, es preferible ubicarlo frente a una pequeña mesa en la que se distribuyen juguetes no sonoros. La madre se coloca al lado.

Es útil hacer jugar al niño, pero el material de juego no debe ser demasiado cautivante. Los estímulos se deben administrar lateralmente para dar oportunidad al niño de localizar la fuente sonora hacia un costado u otro.

Esta prueba a pesar de no ser concluyente da una aproximación del comportamiento auditivo del niño: localización uni o bilateral y rango frecuencial al que responde.

Es de utilidad consignar la conducta durante el juego, qué juego realiza, si hubo o no producciones vocálicas y de qué tipo. Es importante destacar que el examinador debe ser prudente en la interpretación de los resultados para no sacar conclusiones demasiado tempranas. Diversos autores sostienen que este test suministrado con idoneidad, lleva en la mayoría de los casos a un prediagnóstico preciso (Fig. 5-1).



Figura 5-1 = *Test de sonidos complejos*

B) TEST DE SONIDOS PUROS

Las técnicas a utilizar según la edad y maduración del niño a evaluar son:

- 1- Audiometría por observación del cambio del comportamiento (sin reflejos condicionados, S/R/C)
- 2 - Audiometría por observación de la conducta (con reflejos condicionados, C/R/C)
- 3- Audiometría mediante Peep-Show
- 4- Audiometría facilitada por el juego
- 5- Audiometría tonal liminar clásica (técnica de adultos)

1- Audiometría por observación del cambio del comportamiento (sin reflejos condicionados, S/R/C)

Se utiliza en pacientes de 0 a 6 meses, en niños de más edad con severos componentes asociados, o en aquellos niños menores de 12 meses que no acceden al condicionamiento. En esta técnica el sonido de prueba se presenta a campo libre. Se examinan ambos oídos al mismo tiempo, por lo que no es posible determinar diferencias de respuestas entre ambos oídos. Los datos se consignan en el audiograma con los signos que corresponden a una audiometría a campo libre.

Lamentablemente la audiometría por observación del cambio del comportamiento (S/R/C) es aplicada con poca frecuencia en lactantes de 0 a 6 meses, debido a que en nuestro país son pocos los servicios que cuentan con

un registro de alto riesgo que permita la pesquisa precoz de problemas auditivos. Por lo tanto el porcentaje de niños que acceden a la investigación en los primeros meses de vida es escaso.

En el período de 0 a 3 meses el lactante normoyente no tiene aún una función auditiva totalmente desarrollada. Sólo reacciona frente a repentinos ruidos fuertes que lo sorprenden o ante sonidos de tonos medios.

Sus reacciones tienen carácter de reflejo: reflejo palpebral, reflejo de Moro, cambio del pulso, llanto o disminución de sus movimientos. En este estadio aún no son posibles las reacciones diferenciadas respecto a estímulos sonoros. El lactante es consciente de los estímulos sonoros como una sensación fisiológica. No sabe que esta sensación tiene su origen fuera del cuerpo. No relaciona aún los ruidos con objetos, personas o sucesos a su alrededor. En esta etapa el lactante no está en condiciones desde el punto de vista cefálico y de la maduración del analizador auditivo, como para realizar el reconocimiento de estímulos sonoros.

Al finalizar el cuarto mes aparecen movimientos rudimentarios de cabeza ante la presencia de sonidos. En esta etapa (de 0 a 6 meses) la conducta del niño sordo y del oyente se diferencian sólo por la presencia o no del reflejo cocleopalpebral. El resto (afectividad, voz, gritos) no presenta diferencias. El sordo al igual que el oyente produce vocalizaciones, pero el alerta a los estímulos sonoros no se ha ido desarrollando y aparece entonces una falta de atención que incidirá en la motivación y en el alerta psicológico.

De acuerdo a la opinión de algunos autores el estado ideal para estudiar las respuestas del recién nacido y el lactante es el sueño ligero. Para su comprobación se toca con la punta del dedo uno de los párpados cerrados del bebé y se observa si aparecen movimientos oculares o corporales leves. La ausencia de todo movimiento es prueba de sueño profundo. Zubizarreta (1983) considera que el momento adecuado para este examen es aproximadamente 45 minutos antes de la alimentación.

Algunos investigadores utilizan audiómetros especiales para la medición de la audición en recién nacidos. Estos aparatos tienen como estímulos de prueba excitaciones sonoras que están dentro de una frecuencia de aproximadamente 2.800 a 3.200 Hz y a una intensidad de 90 dB, ya que es éste el nivel de presión sonora en el cual todos los recién nacidos con oído normal muestran reacciones definidas (Löwe, 1981), (Fig. 5-2).

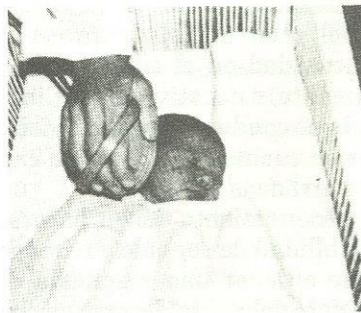


Figura 5-2 = Test auditivo en el recién nacido mediante audiómetro portátil (Portmann y Portmann, 1979)

Las conclusiones a las que se llega mediante esta técnica en niños menores de 4 meses es necesario corroborarlas con otras investigaciones posteriores que permitan extraer resultados confiables, dado que en los primeros meses el lactante aún no ha completado la maduración del sistema nervioso y no tiene integradas las diversas modalidades de aprendizaje (audición, visión, etc.).

Esta técnica aplicada en niños mayores de 6 meses con problemas neurológicos asociados, exige realizarla en varias sesiones, pues en la mayoría de los casos la respuesta de estos pacientes al estímulo sonoro se limita a cambios de tonicidad en la musculatura facial, movimientos oculares o leves movimientos de los miembros inferiores o superiores, lo que depende de la incidencia de la patología asociada.

DIFERENTES REACCIONES QUE PUEDEN OBSERVARSE ANTE LA PRESENTACION DE UN ESTÍMULO SONORO

- Aumento o disminución significativa del nivel de actividad
- Movimientos de cabeza
- Gritos
- Llanto
- Expresión facial de malestar (ángulo bucal hacia abajo, arrugas verticales en la frente)
- Sonrisa
- Abrir y cerrar la boca
- Movimientos de succión
- Muecas
- Reflejo auropalpebral (los párpados abiertos se cierran clara y rápidamente; si ya están cerrados, los presiona aún más entre sí)
- Apertura de los ojos
- Reacción de sobresalto
- Movimiento de manos y brazos
- Aceleración del ritmo respiratorio

Se deben observar los cambios “espontáneos” en la actividad de los lactantes para no interpretarlos como reacciones a un estímulo sonoro.

Es importante considerar en la evaluación de la reacción, la actividad pre-estímulo o inicial. Los lineamientos de la misma fueron establecidos por Wilder en la “ley del valor inicial”. Esta establece que la reacción depende del nivel de actividad en el estado pre-estímulo y que puede resultar positivo (en aumento) o negativo (en declinación). Existe también un estado intermedio que no conduce a cambios visibles de la actividad. El investigador debe tener en cuenta esta ley en su criterio evaluativo para no llegar a conclusiones erróneas.

Los intentos de condicionamiento deben hacerse a partir del sonido puro que tenga más posibilidad de ser oído y a una intensidad cuidadosamente elegida, capaz de obtener una respuesta que no provoque una reacción de miedo. Este dato debe establecerse de acuerdo a los resultados obtenidos en el “test de sonidos complejos”.

Se trata de obtener el umbral de audición en las frecuencias conversacionales, comenzando el condicionamiento con las frecuencias graves en aquellos niños en los que se sospecha una hipoacusia severa, y con frecuencias medias en aquellos que responden, según el “test de los sonidos complejos”, a un nivel de pérdida correspondiente a una hipoacusia de leve a moderada.

2 - Audiometría por observación de la conducta (con reflejos condicionados, C/R/C)

Existen varios métodos para llevar a cabo esta técnica: método URA de Liden y Kankkunen, método de contacto postsonido de Schroeder y Relke y método de Suzuki y Ogiba.

El más utilizado es el método de Suzuki y Ogiba. Se aplica para investigar la audición en niños a partir de los 6 meses hasta los 3 años, aunque los límites de su aplicación dependen de cada caso en particular, ya que hay niños que responden al condicionamiento facilitado por el juego antes de esa edad.

Este método se basa en el reflejo cócleo-oto-céfalogiro y se lo provoca condicionando al paciente con el estímulo luminoso que el aparato tiene bajo cada parlante (Fig. 5-3).

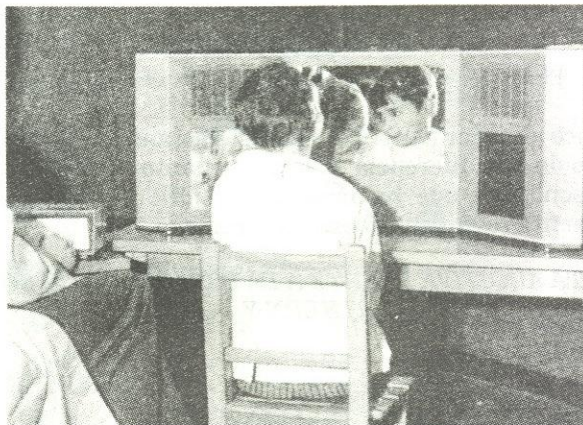


Figura 5-3 = Audiometría con el método de Suzuki y Ogiba (Perelló, 1973)

Por lo general el condicionamiento es rápido y se obtiene el mayor éxito con pacientes entre 1 y 2 años. En los menores de 12 meses, la atención del estímulo sonoro es muy fluctuante y el condicionamiento con el juguete iluminado debe repetirse muy a menudo, a veces con cada tono emitido. En mayores de 2 años, el interés por otros estímulos visuales que los rodean hace que pronto pierdan su inclinación por el juego que se les presenta, en cierto modo estático. En este caso debe ser apoyado por otra actividad dinámica, que serían los primeros intentos de una “audiometría por el juego a campo libre”: ante cada sonido se le enseña al niño a desarrollar alguna

actividad lúdica mediante ensartado, plantado, etc. y a interrumpirla cuando se corta la señal.

Esta técnica es empleada a partir de los 6 meses porque a esa edad el lactante inicia la localización de estímulos sonoros, que culminará alrededor de los 24 meses cuando es capaz de localizar directamente el sonido, lateralmente, arriba y abajo.

T. Bower (1979), profesor de la Universidad de Edimburgo, refiere en uno de sus trabajos que la localización del sonido está determinada naturalmente por la separación que existe entre ambos oídos. Debido a que la cabeza del lactante es muchos menor que la del adulto, la diferencia de tiempo entre la llegada de un sonido a un oído y la llegada del mismo al otro, es también mucho menor (Fig. 5-4)

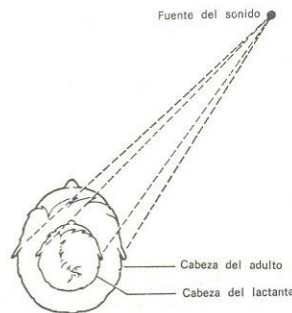


Figura 5-4 = Localización del sonido en adultos y en lactantes

Es lógico esperar entonces que el lactante tenga que aprender el significado de una diferencia exacta en cuanto al momento de llegada del estímulo sonoro, y que habiéndolo aprendido, tenga que reaprenderlo continuamente según su cabeza va creciendo.

RESPUESTA AUDITIVA FRENTE A LA ESTIMULACION SONORA EN LAS DIFERENTES EDADES (NORTHERN Y DOWNS, 1974)

EDAD	REACCION ESPERADA
recién nacido	Pestañeo, reflejo de Moro, movimiento de los ojos o apertura lenta de los ojos (Fig. 5-5)

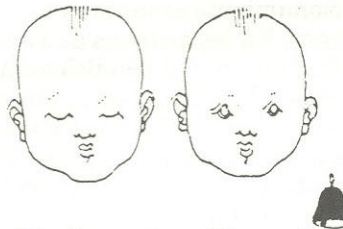


Figura 5-5 = Respuesta auditiva en el recién nacido

3-4 meses

Pestañeo, sedación, movimientos de cabeza rudimentarios (Fig. 5-6).

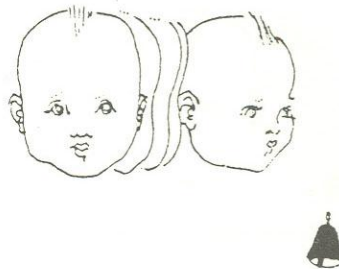


Figura 5-6 = Respuesta auditiva entre 3 y 4 meses

4-7 meses

Atención, movimientos laterales de cabeza, inicio de localización de estímulos sonoros laterales (Fig. 5-7).

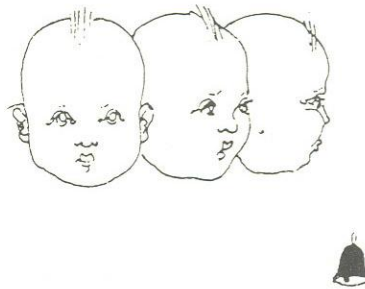


Figura 5-7 = Respuesta auditiva entre 4-7 meses

7-9 meses

Localización directa de estímulos sonoros laterales, localización indirecta de fuentes sonoras situadas abajo (Fig. 5-8).

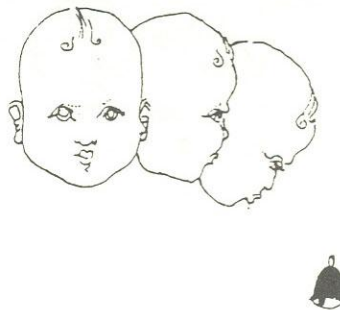


Figura 5-8 = Respuesta auditiva entre 7-9 meses

9-13 meses

Localización directa de estímulos sonoros laterales y más abajo (Fig. 5-9).

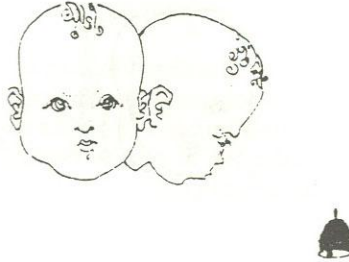


Figura 5-9 = Respuesta auditiva entre 9-13 meses

13-16 meses

Localización directa de estímulos sonoros laterales y más abajo, e indirecta de fuentes sonoras situadas arriba (Fig. 5-10).

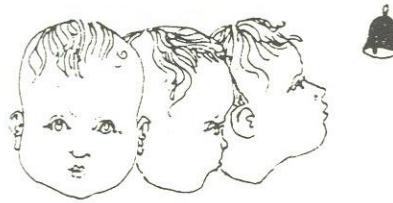


Figura 5-10 = Respuesta auditiva entre 13-16 meses

16-21 meses

Localización directa de estímulos sonoros laterales, abajo y arriba (Fig. 5-11).

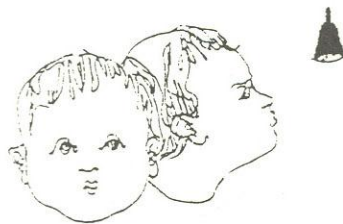


Figura 5-11 = Respuesta auditiva entre 16-21 meses

21-24 meses

Localización directa de estímulos sonoros en todos los ángulos (Fig. 5-12)



Figura 5-12 = Respuesta auditiva entre 21-24 meses

De acuerdo a investigaciones realizadas por Downs, Ewing y Murphy se puede afirmar que generalmente en el 60% de los casos, la localización se realiza primero hacia el lado derecho y luego hacia el izquierdo. En todos los casos y en cada etapa, se produce primero hacia abajo y luego hacia arriba (Löwe, 1982).

Para llevar a cabo la investigación mediante estas dos técnicas (por observación del comportamiento sin reflejos condicionados y por observación de la conducta con reflejos condicionados) es necesario la presencia de la madre y la participación de dos examinadores, quienes complementan sus tareas mediante la producción de estímulos y la notación de cada respuesta.

Los resultados de la observación se anotan en el audiograma con los signos que corresponden a una audiometría a campo libre (Fig. 5-13).

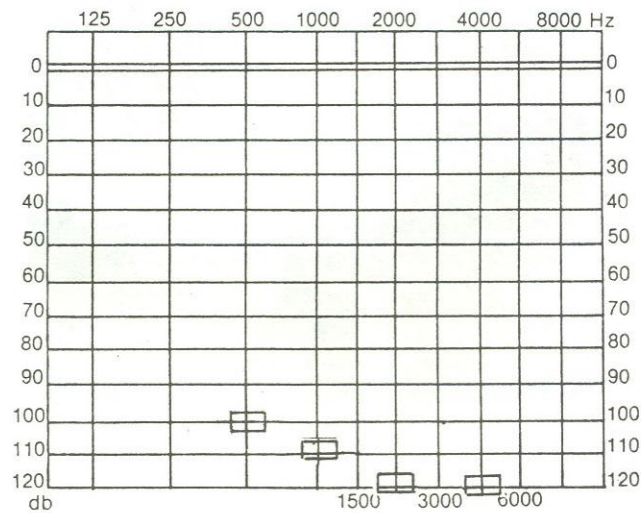


Figura 5-13 = Notación en el audiograma

3 - Audiometría mediante Peep-show

Se aplica en niños a partir de los 3 años que no se condicionan a una audiometría tonal liminar clásica. Cumple una etapa de transición entre la audiometría por el juego a campo libre y la audiometría tonal liminar clásica.

La técnica es la siguiente: el niño se sienta delante de una pantalla o teatro en miniatura. El estímulo sonoro es producido por un audiómetro provisto de un altavoz. El niño debe pulsar un botón cada vez que oye un sonido y al mismo tiempo se enciende la pantalla, lo que le posibilita observar la escena del teatro o el tren. Si el niño pulsa el botón en ausencia de sonido, la pantalla no se ilumina (Fig. 5-14).

Ventajas:

- Estimula el interés del niño para cooperar
- Es agradable y divertido

Desventajas:

- Requiere más concentración para realizar el juego, no pudiéndose aplicar en niños con atención lábil o hiperactivos.
- Los umbrales que se obtienen son en muchos casos más bajos que el umbral auditivo verdadero (Löwe, 1981).

Los datos obtenidos se anotan en el audiograma con los signos de una audiometría a campo libre o de una audiometría con auriculares (según haya sido investigado el niño).

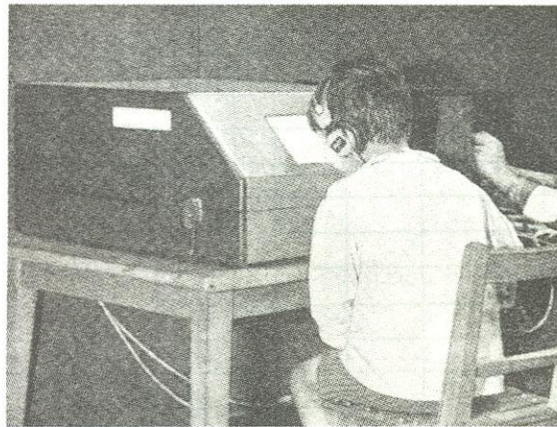


Figura 5-14 = Peep-show (Perelló, 1973)

4 - Audiometría facilitada por el juego

Se aplica en niños a partir de los 4 años aproximadamente. El material utilizado puede ser: juegos de ensartado, juegos de encastre, juegos de enhebrado, etc.

Se condiciona previamente al niño en el gabinete a responder mediante el juego a los estímulos sonoros de los diferentes instrumentos musicales, y en la cabina sonoamortiguada a contestar frente a los estímulos tonales. Antes de la colocación de los auriculares, se le explica que percibirá el sonido por cada oído separadamente.

De acuerdo a la conducta auditiva observada (test de sonidos complejos), si la localización es unilateral se comienza con el oído que el niño orientó hacia la fuente sonora. Si la localización se realizó hacia ambos lados, la elección del oído para iniciar la prueba es indistinta.

Se anotan en el audiograma los datos de cada oído para vía aérea y vía ósea con los signos correspondientes.

5 - Audiometría tonal liminar clásica (técnica de adultos)

Cuando el niño está en condiciones de responder mediante esta técnica, se le explica con palabras sencillas la forma en que se llevará a cabo la prueba. Es importante verificar que haya comprendido las consignas establecidas, ya que las respuestas las dará pulsando un botón o bien indicando con la mano cada vez que oye sonido. Esta técnica puede ser realizada sin dificultades a condición de no exigir del niño más precisión de la que puede brindar.

Ensondecimiento:

Se toma como base los parámetros de ensondecimiento utilizados en el adulto. El niño está preparado para responder correctamente al enmascaramiento cuando accede a la investigación mediante una audiometría tonal liminar clásica. Esto se produce alrededor de los 6 años en niños con patrones normales de desarrollo.

C) TEST VOCAL: LOGOAUDIOMETRIA

Las investigaciones logoaudiométricas implican la presencia del habla para poder realizarlas. Por lo tanto su uso en niños con deficiencias auditivas presenta más dificultades que en los adultos, quienes en la mayoría de los casos ya han logrado una forma de comunicación oral.

El modo de aplicación depende de parámetros individuales como la edad, la inteligencia, el medio social, el tipo y momento de la instalación del déficit auditivo, y el grado de desarrollo fonológico del lenguaje.

Esta prueba sólo puede utilizarse cuando el niño tiene un mínimo de combinaciones fonoarticulatorias. Estas combinaciones de sílabas se utilizan en una primera etapa unidas al significado, el que interactúa como facilitador de la discriminación audiofonética y permite investigar la capacidad discriminatoria mediante señalamiento.

Cuando el desarrollo fonológico del niño lo permite, se realiza la exploración a través de la repetición, utilizando listas de palabras para niños o si es posible las listas fonéticamente balanceadas del Dr. Tato. El material

lo elige el examinador de acuerdo a las condiciones individuales del niño. Por lo expuesto se pueden distinguir dos formas de exploración logodíctica en niños:

- 1) por señalamiento
- 2) por repetición

Y tres tipos de materiales:

- listas de palabras extraídas del vocabulario del niño
- listas de palabras fáciles (extraídas de las listas de palabras fonéticamente balanceadas)
- listas de palabras fonéticamente balanceadas

1) Técnica por señalamiento

Esta técnica se aplica en niños con escaso vocabulario e insuficiente desarrollo fonológico. El material a utilizar consta de diferentes láminas con diez imágenes cada una, que deben representar cosas o animales de su conocimiento. La prueba se realiza en la cámara sonooamortiguada a campo libre, y si la maduración del niño lo permite, con auriculares.

Forma de aplicación:

- En cámara sonooamortiguada: el niño se ubica con auriculares frente a una mesita en la cual están colocadas las imágenes seleccionadas, y debe señalar la correspondiente al vocablo nombrado por el examinador. Se comienza a una intensidad confortable, y luego se disminuye la misma hasta que no reconozca ningún vocablo. Se aumenta la intensidad de 5 en 5 dB para determinar el umbral de voz y de palabra. Luego se la incrementa de a 10 dB y se anota el número de palabras comprendidas a cada intensidad. Esto permite trazar una curva de inteligibilidad relativamente precisa. Las respuestas del niño son observadas por un examinador que se coloca junto a él dentro de la cámara sonooamortiguada, mientras que el otro examinador emite las palabras que percibirá el niño a través de auriculares o a campo libre (Fig. 5-15).

En aquellos pacientes que no acceden a esta técnica, será importante la aplicación del "test de reacción al nombre", como complemento de la prueba audiométrica.

Figura 5-15 = Logodíctica mediante señalamiento (Perelló, 1973)



Los datos obtenidos se vierten en el logaudiograma (Fig. 5-16).

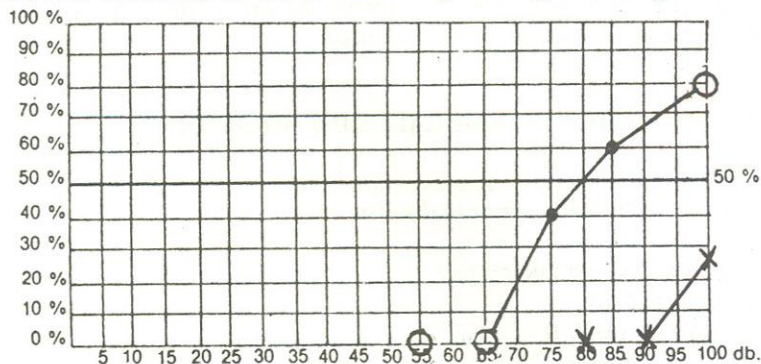


Figura 5-16 = Notación de los datos obtenidos en la logaudiometría

2) Técnica por repetición

El material a utilizar consiste en:

- Listas de palabras extraídas del vocabulario del niño
- Listas de palabras fáciles para niños (extraídas de las listas de palabras fonéticamente balanceadas)
- Listas de palabras fonéticamente balanceadas del Dr. Tato

La elección del material para su utilización está determinada por el desarrollo fonológico del niño.

Para la realización de esta prueba es útil la aplicación de un examen fonemático que permita el conocimiento de las dislalias que presenta el niño.

La utilización de auriculares para testar cada oído por separado se tendrá en cuenta cada vez que el niño esté en condiciones de hacerlo; de lo contrario, se trabaja a campo libre.

Se emplean listas de 10 palabras cada una, cuando se utilizan palabras extraídas del vocabulario del niño. Se consigna el umbral de voz, de palabra, de captación, de máxima inteligibilidad y si existe o no umbral de molestia al estímulo vocal.

Forma de aplicación:

- En cámara sonoarmortiguada: el niño se ubica dentro de la cámara sonoarmortiguada y se lo condiciona a imitar modelos audiofonéticos de palabras bisilábicas conocidas, que no figuren en las listas confeccionadas. Luego se comienza la prueba siguiendo los pasos anteriormente mencionados en la logaudiometría por señalamiento.

Mediante la aplicación de la logaudiometría en sus dos formas (por señalamiento y por repetición) se puede hacer un pronóstico presuntivo de los niveles de acceso a la discriminación.

Ensordecimiento:

El ensordecimiento en niños presenta resultados más valederos cuando

se utilizan estímulos vocales. Para el niño es más fácil reconocer palabras con ruido enmascarante que tonos puros. El procedimiento es similar al que se utiliza en la evaluación del adulto.

D) DETERMINACION DE UMBRALES DE MOLESTIA

Se evalúa a través de la observación de las reacciones de desagrado del niño frente a estímulos sonoros de alta intensidad.

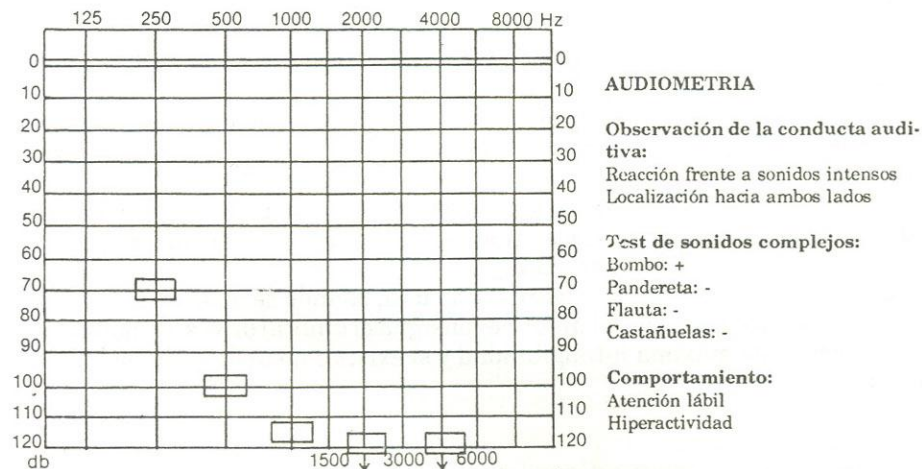
PRESENTACION DE UN CASO

(Fig. 5-17a y 5-17b)

Apellido y nombre: A.R.

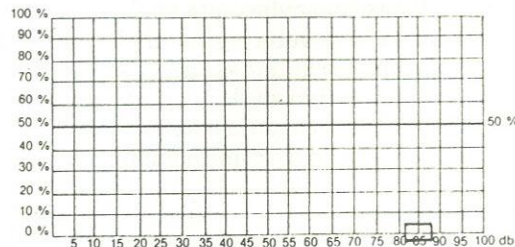
Edad: 3 años 2 meses

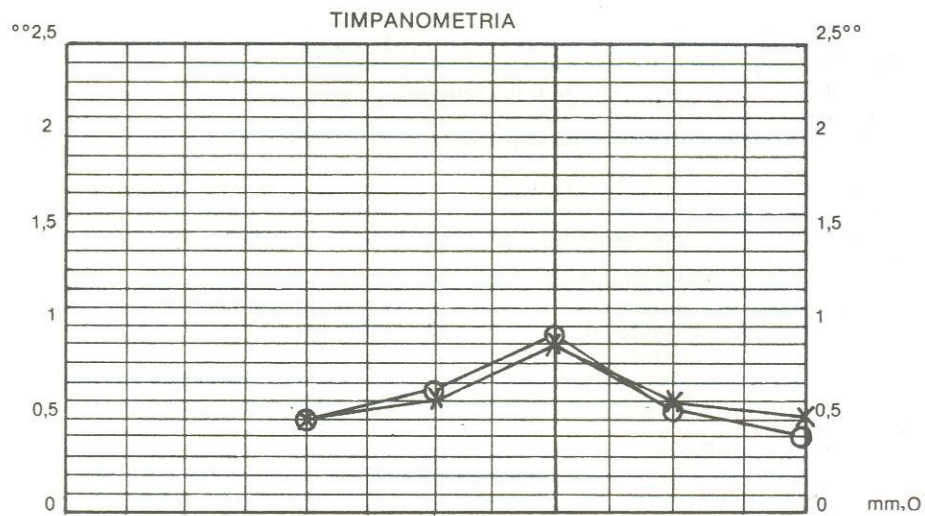
Técnica aplicada: a Por observación del comportamiento
 b **ROC**
 c A.T. por juego



LOGOAUDIOMETRIA

Umbral de voz
 a) Por señalamiento
 b) Por repetición: listas de palabras del propio vocabulario





**IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA
IPSILATERAL**

Oído derecho				Oído izquierdo			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
-	-	-	250	-	-	-	
-	-	-	500	-	-	-	
-	-	-	1000	-	-	-	
-	-	-	2000	-	-	-	
-	-	-	4000	-	-	-	
-	-	-	RB	-	-	-	

IMPEDANCIOMETRIA ESTATICA

Oído derecho		Oído izquierdo
0.40	+ 200	0.50
0.95	C.M.	0.90
0.45	C.E.	0.40
2291	ZA	2577

CONTRALATERAL

O/D EST. O/I. IND				O/I EST O/D IND			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
-	-	-	250	-	-	-	
-	-	-	500	-	-	-	
-	-	-	1000	-	-	-	
-	-	-	2000	-	-	-	
-	-	-	4000	-	-	-	
-	-	-	RB	-	-	-	

**REFLEX DECAY
CONTRALATERAL**

	Oído derecho	Oído izquierdo
500		
1000		

BIBLIOGRAFIA

- Azcoaga, J. E. y cols (1979). **Los retardos del lenguaje en el niño**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Paidós, 2ª edición.
- Bouton, Ch. (1982). **El desarrollo del lenguaje**. Colección: "Temas básicos". Buenos Aires (Argentina): Ed. Huemul, 2ª edición.
- Bower, T. (1979). **El mundo perceptivo del niño**. Madrid (España): Ed. Movata, 1ª edición.
- de Quirós, J.B. y D'Elía, N. (1980). **La audiometría del niño y del adulto**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Paidós, 2ª edición.
- Löwe, A. (1981). **Audiometría en el niño**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Médica Panamericana, 2ª edición.
- Löwe, A. (1982). **Detección, diagnóstico y tratamiento temprano en los niños con problemas de audición**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Médica Panamericana, 2ª edición.
- Northern, J. L. y Downs, M.P. (1974). **Hearing in children**. Baltimore (EE.UU.): The Williams & Wilkins Company.
- Pasik, Y. y cols (1985). Métodos objetivos para la selección de audífonos. Trabajo presentado en la II cátedra de O.R.L. de la Facultad de Medicina de la U.B.A., Buenos Aires (Argentina).
- Perelló, J.; Mas Dalmau, J. y Suriá, M.D. (1973). **Exploración fonoaudiológica**. Barcelona (España): Ed. Científica Médica, 1ª edición.
- Portmann, M. y Portmann, C. (1979). **Audiometría clínica**. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 3ª edición.
- Zubizarreta, M. (1983). Conferencia: "Desarrollo del mecanismo auditivo". Pronunciada en la cátedra de O.R.L. del Hospital Ramos Mejía. Buenos Aires (Argentina).

VI

METODOS SUBJETIVOS DE SELECCION DE AUDIFONOS EN EL ADULTO

Flga. Laura E. Abal de Cárrega
Flga. Mabel L. de Boffi

La elección del audífono se hace por medio de la prueba de "Selección", que consiste en elegir el modelo que mejor se adapte a las necesidades del paciente.

El éxito del equipamiento depende de tres factores:

- **Perfecta prescripción:** basada en examen médico otorrinolaringológico y audiológico previo.
- **Correcta selección:** prueba y elección entre diferentes audífonos
- **Adaptación del paciente:** intervienen factores tales como: tipo de hipoacusia, edad del paciente, estado físico-psíquico, nivel socio económico, motivación o necesidad de recuperación, etc.

Las **pruebas audiológicas** que se efectúan antes de la Selección son:

- **Audiometría tonal liminar:** la pérdida tonal indica el nivel de amplificación requerido.
- **Logaudiometría:**
 - la máxima discriminación indica la mayor inteligibilidad que deberá proporcionar el audífono;
 - el umbral de distorsión señala la posible existencia de reclutamiento y la necesidad de usar sistemas de limitación de las altas intensidades.
- **Umbrales de molestia:** los umbrales de molestia de cada frecuencia indican la máxima salida que deberá tener el audífono.
- **Prueba de SISI:** indica la posible existencia de reclutamiento y la necesidad de usar sistemas de limitación de las altas intensidades.
- **Impedanciometría:** permite determinar el volumen físico del conducto auditivo externo que influye en la respuesta del audífono.

El **pronóstico protésico** varía de acuerdo a los resultados obtenidos en las diferentes pruebas audiológicas.

En las hipoacusias conductivas el equipamiento es simple pues no existen trastornos de discriminación ni reclutamiento. Sirve cualquier audífono que amplifique suficientemente.

Las hipoacusias perceptivas son más complicadas de equipar por la

disminución de la inteligibilidad, la cual se debe principalmente a dos factores:

- a) desequilibrio de las frecuencias (caída de los tonos agudos) y
- b) distorsiones de la sensación sonora (reclutamiento).

Investigaciones experimentales realizadas por Bocca y Huizing demostraron que si los dos factores anteriores se presentan en un mismo oído, sus efectos pueden neutralizarse. El reclutamiento disminuye en el campo auditivo el efecto del desequilibrio de frecuencias objetivado a nivel umbral. Por lo tanto la discriminación mejora y la curva logaudiométrica se endereza (Portmann y Portmann, 1975), (Fig. 6-1 y 6-2).

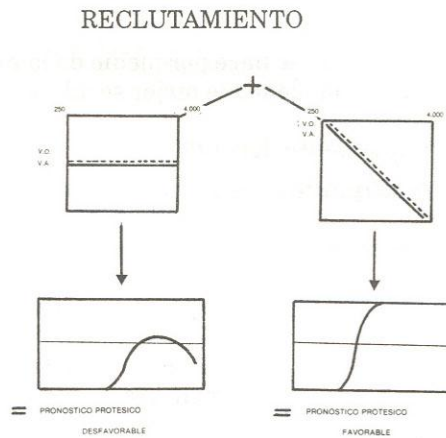


Figura 6-1 = Pronóstico protésico en hipoacusias perceptivas con reclutamiento

HIPOACUSIA CONDUCTIVA (o mixta a predominio conductivo)

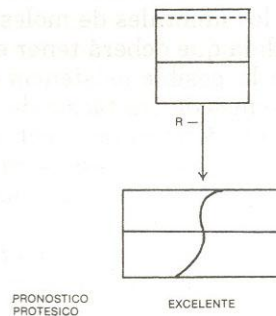


Figura 6-2a = Pronóstico protésico en hipoacusias conductivas

HIPOACUSIA PERCEPTIVA

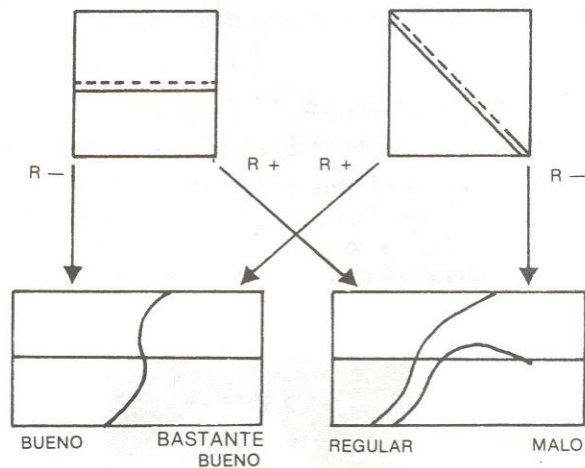


Figura 6-2 = Pronóstico protésico en hipoacusias perceptivas con y sin reclutamiento (R)

En todo **equipamiento protésico** se destacan tres etapas:

- Preselección
- Selección
- Seguimiento

PROCEDIMIENTOS DE PRESELECCION

- Elección del oído a equipar

En general las prótesis auditivas se indican cuando existe una pérdida de audición de más de 30 dB, ya que por encima de ese valor se considera que el paciente no tiene dificultades en su vida de relación.

Para la elección del oído a equipar la regla clásica establece:

- a) si la pérdida auditiva de ambos oídos se encuentra entre 30 y 60 dB, se equipa el oído peor, pues el mejor se considera apto para captar la señal sonora;
- b) si la pérdida auditiva de ambos oídos es mayor de 60 dB, se equipa el mejor.

Actualmente ha variado el criterio:

- a) si ambos oídos son susceptibles del uso de audífono, el equipamiento ideal sería el estereofónico o binaural, no siempre posible por factores económicos.
- b) se equipa el oído de mejor discriminación y menor reclutamiento, independientemente del nivel de pérdida auditiva.

- **Elección de la vía a equipar**

La vía a utilizar es casi exclusivamente la aérea, salvo indicación médica.

- **Elección del tipo de audífono**

Existen los siguientes modelos de audífonos por **vía aérea**:

1) **Retroauricular**: es el más usado en la actualidad por su ventaja estética y por su amplio rendimiento que lo hace adaptable a todo nivel de pérdida auditiva. Si además posee micrófono direccional, proporciona una buena orientación hacia la fuente sonora (Fig. 6-3).



Figura 6-3 = Audífono retroauricular

2) **Audigafa**: solamente se aconseja en el caso de que el paciente use anteojos bifocales en forma permanente, por la imposibilidad de adaptarlo a distintos anteojos (Fig. 6-4).

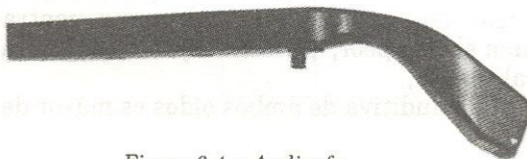


Figura 6-4 = Audigafa

3) **Intrauricular**: se utiliza en pérdidas auditivas leves y moderadas, si bien los avances tecnológicos están permitiendo su adaptación a hipoacusias algo mayores.

Se pueden diferenciar dos tipos:

- **Modular**: el audífono y el molde son dos módulos independientes que

se unen en el oído del paciente constituyendo una unidad (Fig. 6-5).

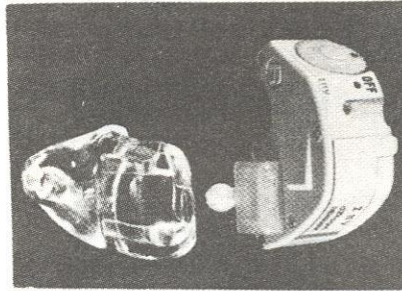


Figura 6-5 = Audífono intraauricular modular

- Personalizado (Custom): los elementos constitutivos del audífono se colocan artesanalmente en el interior del molde personal hueco. Ofrecen mayores posibilidades de adaptación con diferentes combinaciones en su circuito (Fig. 6-6).



Figura 6-6 = Audífono intraauricular custom

La gran ventaja del audífono intraauricular es la estética y además mejora la orientación auditiva y la discriminación, sobre todo en ambiente ruidoso. Puede haber problemas de fijación en el conducto auditivo y producir retroalimentación por la cercanía entre el micrófono y el auricular o receptor.

4) **Intracanal:** puede ser modular o personalizado. Presenta las mismas ventajas y desventajas que el intraauricular, diferenciándose de éste por tener mayores problemas de fijación dentro del conducto auditivo, el cual debe tener un tamaño adecuado como para alojar la cápsula con sus componentes (Fig. 6-7). Estos dos últimos modelos están ganando terreno al retroauricular, de la misma forma que éste lo fue haciendo respecto al de caja.



Figura 6-7 = Audífono intracanal

5) **De caja:** a pesar de ser un modelo de gran potencia y claridad, es el más rechazado por factores estéticos. Es útil para los niños por su mayor resistencia a los golpes, y para los pacientes geriátricos con dificultad motriz en sus manos (Fig. 6-8).



Figura 6-8 = Audífono de caja

Los tipos de audífonos que se utilizan por vía ósea son: la audigafa (Fig. 6-9), el de caja (Fig. 6-10) y recientemente se incorporó el retroauricular (Fig. 6-11). Estos audífonos difieren de los que se usan por vía aérea, en que el receptor está construido en forma de vibrador para la conducción ósea. Con estos modelos de audífonos es difícil conseguir una ganancia importante a causa de la pérdida de energía debida a la impedancia del cráneo; además presentan pobre respuesta en las frecuencias agudas.

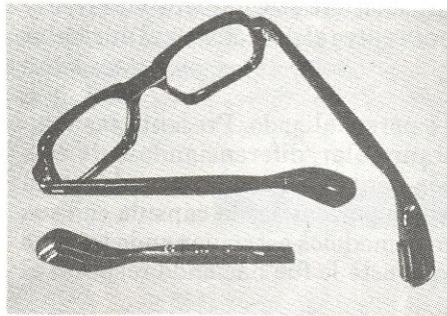


Figura 6-9 = Audigafa por vía ósea

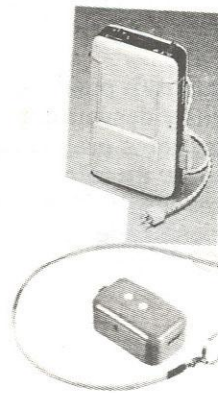


Figura 6-10 = Audífono de caja por vía ósea

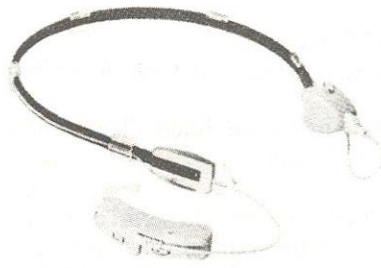


Figura 6-11 = Audífono retroauricular por vía ósea

- Elección del sistema de equipamiento

El equipamiento puede ser:

- 1) monoaural directo: un audífono en un oído
- 2) binaural:
 - dos audífonos a nivel del oído
 - dos audífonos retroauriculares
 - dos audigafas
 - dos intrauriculares
 - dos intracanales
- 3) pseudobinaural o bilateral:
 - dos audífonos de caja.
 - un audífono de caja con dos canales que permiten graduar la salida independientemente para cada oído.
 - un audífono de caja que transmite la misma señal a los dos oídos a través de un cordón en Y. (Ver capítulo "Métodos subjetivos de selección de audífonos en el niño".)
- 4) monoaural indirecto (CROS): se utiliza en los casos de sordera unilateral, o sea un oído normal y el otro no equipable con audífono. En el oído hipoacúsico se coloca el micrófono y en el bueno el amplificador y el receptor.
- 5) monoaural indirecto-monoaural directo (BICROS): está indicado cuando un oído presenta una hipoacusia grave no equipable con audífono y el otro tiene baja audición. Consiste en un micrófono a aplicar en el oído de la hipoacusia profunda y una prótesis completa en el oído con menor pérdida.

- Elección de las características electroacústicas del audífono

A) EN CUANTO A INTENSIDAD:

Hay que tener en cuenta dos características: la ganancia y la máxima salida.

La modificación de ambas se hace electrónicamente por medio de controles internos del audífono.

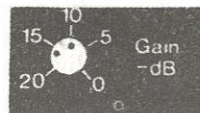
• Ganancia

Es la diferencia en decibels entre la señal de entrada y la señal de salida.

Evidencias recientemente acumuladas demuestran que la ganancia preferida por los pacientes equivale aproximadamente a $1/3$, $1/2$ ó $2/3$ de su pérdida auditiva.

El control de ganancia permite graduar la amplificación al nivel más confortable del paciente (Fig. 6-12). Es conveniente que este control no esté colocado en su nivel máximo porque no deja un margen de reserva ante un eventual aumento de la pérdida auditiva. Inversamente, si está graduado al nivel mínimo, no se puede reducir la ganancia ante modificaciones en el nivel de audición confortable del paciente.

Figura 6-12 = Control de ganancia



• Máxima salida o nivel de presión sonora de saturación

Ningún audífono es capaz de amplificar en forma constante, independientemente de la señal de entrada, sino que posee un nivel máximo de salida. Cuando se alcanza ese nivel, ningún aumento de la señal de entrada producirá cambios en la señal de salida.

El control de máxima salida permite ajustar la presión máxima de sonido de un audífono para no sobrepasar los umbrales de molestia (Fig. 6-13).

Figura 6-13 = Control de máxima salida



El procedimiento a seguir para determinar la máxima salida del audífono es el siguiente:

1. Determinación del umbral de molestia a campo libre de todas las frecuencias.

2. Conversión de los valores obtenidos, expresados en dB HTL (umbrales audiométricos), en dB SPL (curva de respuesta de los audífonos). Se emplean tablas de corrección que varían según los diferentes autores (Fig. 6-14 y 6-15).

	HTL	SPL
125 Hz	0	+24
250 Hz	0	+14
500 Hz	0	+ 9
750 Hz	0	+ 8
1.000 Hz	0	+ 7
1.500 Hz	0	+ 6
2.000 Hz	0	+ 4
3.000 Hz	0	0
4.000 Hz	0	- 1
6.000 Hz	0	+ 8
8.000 Hz	0	+18

Figura 6-14 = *Tabla de conversión de dB HTL a dB SPL (Renard, 1983)*

	HTL	SPL
500 Hz	0	+ 11
1.000 Hz	0	+ 7
2.000 Hz	0	+ 9
4.000 Hz	0	+ 9

Figura 6-15 = *Tabla de conversión de dB HTL a dB SPL según Norma ISO 1964/ANSI 1969 (Berger, 1986)*

3. Calibración del control de máxima salida del audífono en un nivel igual o ligeramente menor a los umbrales de molestia. Es importante además la opinión subjetiva del paciente.

• **Sistemas de limitación de las altas intensidades o de compresión de la señal**

Los pacientes con patología coclear, que poseen un campo dinámico reducido, no pueden tolerar los niveles de sonido proporcionados por su audífono, cuando el ruido ambiental aumenta bruscamente. Actualmente algunos audífonos poseen sistemas de limitación de las altas intensidades que resultan molestas. Algunos de ellos con: PC (peak clipping: recortes de picos), AGC (automatic gain control: control automático de ganancia), C (compression: compresión), etc.

Según J. Martínez Sanjosé (1987) para determinar el nivel de compresión de la señal se debe tener en cuenta que:

$$\text{voz fuerte} + \text{ganancia} \leq \text{umbral de molestia}$$

De esto se deduce que:

$$\text{compresión} = \text{voz fuerte} + \text{ganancia} - \text{umbral de molestia}$$

Ejemplo: umbral de molestia: 120 dB

ganancia: 40 dB

voz fuerte: 90 dB (75 + 15 dB por picos de inflexión)

Compresión: $90 \text{ dB} + 40 \text{ dB} - 120 \text{ dB} = 10 \text{ dB}$

El control de compresión permite comprimir la señal al nivel más confortable para el paciente (Fig. 6-16).

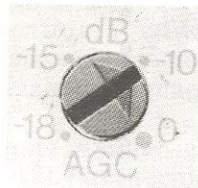


Figura 6-16 = Control de compresión

• **Volumen:** El control de volumen permite al paciente un ajuste exacto de la intensidad de sonido deseada, en función de la distancia, del ambiente y del tipo de voz del interlocutor. El nivel óptimo equivale aproximadamente a $1/4$ a $1/2$ del recorrido del potenciómetro (Fig. 6-17).



Figura 6-17 = Control de volumen

Según K. Berger (1986) no es conveniente aconsejar el volumen del audífono graduado al máximo pues:

a) aumenta la distorsión del amplificador y se altera la respuesta en frecuencia.

b) es necesaria una ganancia de reserva para escuchar conversaciones en voz baja o lejanas, o en algunas otras condiciones inciertas.

c) puede requerirse un aumento de volumen por acentuación de la hipoacusia en forma permanente o temporal.

d) se debe aumentar el volumen para compensar la pérdida de la ganancia por desgaste de la pila.

e) si se utiliza la bobina telefónica, se puede necesitar una ganancia mayor para que sea equivalente a la de la entrada por micrófono.

B) EN CUANTO A FRECUENCIA:

La variación de la ganancia del audífono en función de la frecuencia se llama "curva de respuesta". La amplificación selectiva consiste en adecuar dicha curva al audiograma tonal del paciente en la "zona de la palabra" (500 a 4.000 Hz). Este concepto que fue dejado de lado durante varios años, se ha convertido actualmente en una herramienta muy valiosa.

El control de tono permite ajustar dicha curva de respuesta proporcionando énfasis en las frecuencias agudas o graves por medio de supresión o filtrado y no por énfasis o ganancia adicional. Si se desea enfatizar las frecuencias agudas, se filtran las graves, e inversamente, si se desea enfatizar las frecuencias graves, se filtran las agudas (Pollack, 1988).

Por ejemplo: el control colocado en "H", significa énfasis en las frecuencias agudas mediante la disminución de las frecuencias graves. El control graduado en "N" corresponde a la respuesta normal (Fig. 6-18).

Los pacientes con hipoacusias conductivas prefieren generalmente mayor énfasis en la tonalidad grave. En cambio, los pacientes con hipoacusias perceptivas desean atenuar dichas frecuencias.



Figura 6-18 = Control de tono

En el gráfico siguiente se esquematizan los porcentajes de respuesta en frecuencia, salida y ganancia del audífono, a fin de mostrar la importancia de cada uno de estos aspectos en el equipamiento (Fig. 6-19).

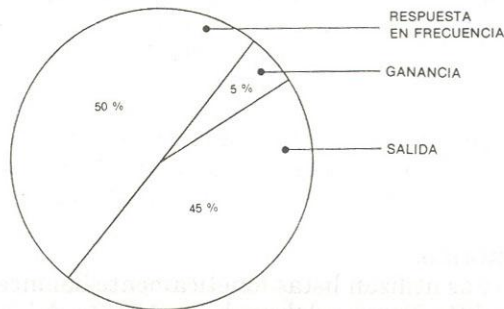


Figura 6-19 = Importancia de la respuesta en frecuencia, ganancia y salida del audífono en el equipamiento protésico (Microsonic Inc., 1986)

Esto demuestra que el control de respuesta en frecuencia es el factor más importante para el éxito de la adaptación protésica.

- Elección del tipo de molde de oído

El molde es una parte integral de la cadena electroacústica que comienza en el micrófono del audífono y termina en el conducto auditivo externo del paciente. La modificación de sus características físicas (ventilaciones, cámaras de aire, cambios en la longitud y diámetro de la perforación, filtros, etc), permiten variar acústicamente la curva de respuesta del otoamplifono.

Este tema está ampliado en el capítulo "El molde de oído".

METODOS DE SELECCION

Los métodos clásicos de Selección subjetiva siguen siendo el gran apoyo para la adjudicación de un audífono.

Es conveniente el molde personal a medida en todo paciente que requiera Selección de audífonos, ya que es particularmente difícil hacer una evaluación con un molde que no calza bien dentro del C.A.E. y que no da una idea exacta del rendimiento del otoamplífono. Con este fin, se realizan los estudios en dos sesiones:

- 1) las pruebas audiológicas y la toma de impresión del oído y
- 2) la selección propiamente dicha.

Es necesario contar con una cantidad adecuada de diversos modelos de audífonos de diferentes marcas, a fin de realizar un estudio comparativo del rendimiento de otoamplífonos de similares características electroacústicas ya preseleccionadas. Es conveniente estar familiarizado con los datos técnicos de cada uno de ellos, provistos por los fabricantes. La práctica usual es evaluar de tres a seis audífonos.

Los aspectos que se deben tener en consideración de cada uno de ellos son (Portmann y Portmann, 1975):

- a) ganancia en intensidad
- b) discriminación del lenguaje
- c) tolerancia a los ruidos
- d) calidad de la audición (sonido metálico, apagado, normal, etc.).

La Selección se debe realizar en condiciones similares a las situaciones reales en las que se desempeñará el paciente equipado.

Ambiente:

- debe ser común silencioso y con ruido de fondo (grabaciones de ruidos de restaurante, ruidos de una reunión, ruidos de fábrica, etc.). No hay razón para que la Selección se efectúe en ambientes silenciosos o acústicamente preparados.

Material fonético:

- normalmente se utilizan listas fonéticamente balanceadas de 25 palabras cada una, del Dr. Tato y colaboradores (1948) y del Dr. Tato y la Flga. Sarraíl (1974).

- en adultos con lenguaje limitado por su hipoacusia y con dislalias audiógenas, se emplean listas fáciles de 10 palabras cada una, extraídas de su propio vocabulario o tomadas de las fonéticamente balanceadas.

- en pacientes con serios problemas de discriminación se utilizan listas de oraciones de 5 ó 10 palabras cada una, cuyo contenido corresponda a su edad, nivel intelectual y de maduración.

Distancia:

- depende del grado de hipoacusia del paciente. Generalmente la prueba se realiza a 1 metro. Si se obtienen altos porcentajes de discriminación de palabras, se trabaja a 3 ó 5 metros.

Voz:

- se emplea voz natural, a una intensidad entre 60 y 65 dB, procurando no variar el volumen, a una velocidad adecuada y sin articular exageradamente.

Notación:

Los resultados obtenidos en la prueba se anotan en un gráfico especial (Fig. 6-20), que es una modificación del presentado en el año 1961 por las Flgas. Angela Arcella y Matilde Lauberer. Las actualizaciones fueron realizadas por los autores.

[illegible]

Figura 6-20 = Gráfico para Selección de audífonos

Técnica:

- el procedimiento es el siguiente:

1) Se determinan porcentajes de discriminación de palabras en ambiente común silencioso, sin audífono y sin lectura labial (audición sola). Para ello el examinador debe colocarse frente al paciente y leer varias listas de palabras (tantas como audífonos se piensa evaluar), evitando que se observe el movimiento de sus labios.

2) Se procede igual que en el ítem anterior, pero usando ruido de fondo. Se utilizan dos listas de palabras.

3) Se determinan porcentajes de discriminación de palabras en ambiente común silencioso, con audición y lectura labial, sin audífono. Se usan 2 listas de palabras.

4) Se procede igual que en el ítem anterior, pero usando ruido de fondo. Se utiliza 1 lista de palabras.

Los resultados de los 4 pasos previos se anotan en la parte superior del gráfico, en el casillero marcado con la letra D (discriminación).

Es muy importante no repetir las mismas listas de palabras en los diferentes pasos, para evitar la memorización.

5) Se determinan porcentajes de discriminación de palabras en ambiente común silencioso, con diferentes audífonos y sin lectura labial (audición sola), y se establece la ganancia correspondiente por la diferencia de discriminación con y sin prótesis. La comparación se debe realizar con el mismo material fonético usado en el punto 1, a fin de evitar la mayor o menor dificultad que ofrecen las distintas listas.

6) Se determinan porcentajes de discriminación de palabras con ruido de fondo sin lectura labial (audición sola), con los 2 audífonos que proporcionaron mayor ganancia en el paso anterior. La comparación se debe realizar con el mismo material fonético usado en el punto 2.

7) Se evalúa la tolerancia a los ruidos con los 2 audífonos anteriores.

8) Se determina el porcentaje de discriminación de palabras con audición y lectura labial, en silencio y con ruido de fondo, del audífono que proporcionó mayor ganancia, confort y tolerancia a los ruidos, y se establece la ganancia correspondiente. Se utilizan las mismas listas de palabras usadas en los puntos 3 y 4.

Los porcentajes de discriminación obtenidos en los puntos 5 y 6 se anotan en la parte inferior del gráfico, en el casillero marcado con la letra D (discriminación), y la ganancia correspondiente, en el casillero donde figura la letra G (ganancia). Los resultados obtenidos en el punto 7 se anotan de la misma forma anterior, en el casillero LL (lectura labial).

Se debe consignar en el gráfico la calibración de los diferentes controles, el volumen utilizado, el tipo de molde, el auricular empleado, el oído equipado, etc.

Es muy importante en la elección del audífono la ganancia obtenida con ruido de fondo. Hay otoamplifonos que proporcionan muy buena discriminación en ambiente silencioso pero la disminuyen notoriamente en el ruido.

Si se realiza la Selección por medio de listas de 10 oraciones simples de

5 palabras cada una, se valora 2% cada vocablo bien comprendido. Y si se utilizan oraciones complejas de 10 palabras, se valora 1% cada una. El procedimiento para la determinación de la discriminación y ganancia es el mismo que el usado con listas de palabras.

En síntesis:

Porcentajes de discriminación sin audífono

- 1) Ambiente común silencioso = con audición sola sin lectura labial
- 2) Ruido de fondo = con audición sola sin lectura labial
- 3) Ambiente común silencioso = con audición y lectura labial
- 4) Ruido de fondo = con audición y lectura labial

Porcentajes de discriminación y ganancia con audífono

- 5) Ambiente común silencioso = con audición sola sin lectura labial
- 6) Ruido de fondo = con audición sola sin lectura labial, con los dos audífonos que proporcionaron mayor ganancia en el punto anterior.
- 7) Ambiente común silencioso y con ruido de fondo = con audición y lectura labial del audífono que proporcionó mayor ganancia, confort y tolerancia a los ruidos.

Procedimientos especiales

La técnica clásica de Selección de audífonos requiere en algunos pacientes ciertas modificaciones.

- Si es necesario equipar el oído peor, se efectúa la prueba obturando el oído mejor a fin de anularlo. Para ello se utiliza un obturador auditivo, algodón con vaselina, etc. La prueba se puede realizar a 1, 3 ó 5 metros.
- En caso de equipación binaural se efectúa la prueba para cada oído en forma individual y luego se determina la ganancia con ambos audífonos.
- En pacientes con hipoacusias severas y serios problemas de discriminación, se puede realizar toda la Selección solamente con lectura labial.
- En caso de que la discriminación obtenida con los distintos audífonos no alcance la máxima inteligibilidad de la logaudiometría, el paciente debe realizar adiestramiento auditivo y posteriormente reelección.
- En adultos carentes de lenguaje, o con lenguaje deficiente o ininteligible, o extranjeros se realiza la prueba por medio de la audiometría tonal liminar. Consiste en la comparación de la ganancia obtenida a campo libre con los distintos audífonos para cada una de las frecuencias del área conversacional (500 a 4.000 Hz), y la obtención de los umbrales de molestia correspondientes. El otoamplifono seleccionado es el que proporciona mejores umbrales, mayor confort y tolerancia a los ruidos.

ORIENTACION AL PACIENTE EQUIPADO

Una vez finalizada la Selección es imprescindible brindar al paciente y sus familiares una amplia información sobre su audífono. Se debe explicar que es sólo un elemento de ayuda para mejorar las condiciones de conviven-

cia, pero que jamás igualará a un oído normal. Hay que señalar las circunstancias en las cuales el paciente se verá beneficiado y aquellas en las cuales no obtendrá mayores ventajas. Se debe también dar consejos sobre el cuidado y mantenimiento del audífono, y proporcionarle un programa de adaptación.

Seguimiento del paciente equipado

Es necesario efectuar un seguimiento del paciente equipado por medio de controles periódicos, que se programan a partir del mes de uso del audífono, cuando ya se han superado los problemas iniciales.

La prueba consiste en evaluar el audífono del paciente empleando la misma técnica de la Selección. Los resultados se comparan entre sí, y en caso de encontrarse diferencias se investiga la causa (molde obstruido, mala calibración, mal funcionamiento del otoamplifono, pila con poco voltaje, etc.)

Otro objetivo de este control es dar solución a los problemas que ha tenido el paciente durante el primer mes de uso del otoamplifono (dificultad para colocarse el molde, dudas en el manejo, inconvenientes para hablar por teléfono, etc.).

Este tema está tratado más ampliamente en el capítulo "Asesoramiento y orientación al usuario de audífono".

PRESENTACION DE CASOS

(Fig. 6-21a, 6-21b; 6-22a, 6-22b; 6-23a, 6-23b; 6-24a, 6-24b; 6-25a, 6-25b; 6-26a, 6-26b; 6-27)

Nº 1

Apellido y nombre: S.H.

Edad: 60 años

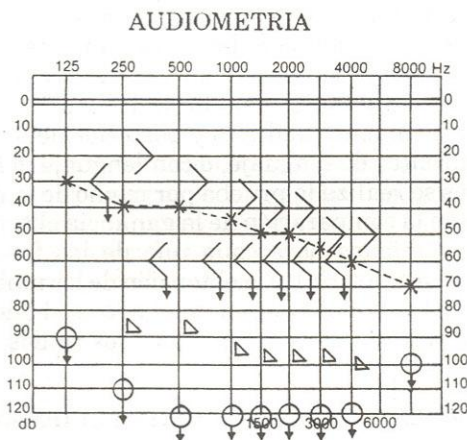
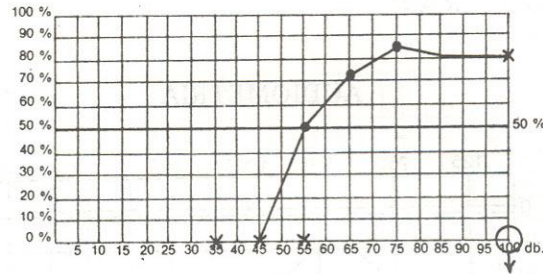


Figura 6-21a

Observaciones: Oído derecho vía aérea y vía ósea tomadas con ensordecedor "BE" en o/p.

LOGO AUDIOMETRIA



Observaciones: Oído derecho tomado con ensordecedor "RBI" en o/p.

SELECCION DE AUDIFONOS

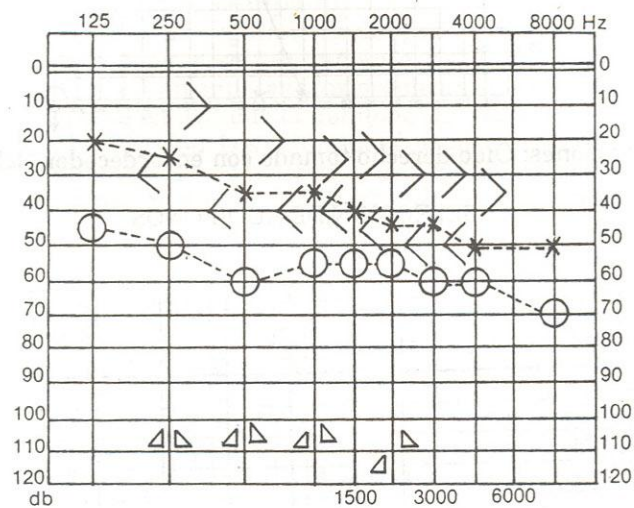
PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA															
EN AMBIENTE COMÚN SILENCIOSO												GRUPO DE FONDO			
LA1	LA2	LA3	LA4	LA5	LA6	LA7	LA8	LA9	LA10	LC1	LC2	LC3	LC4		
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
48	44	40	44							24	24				
AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA															
AUDICION CON VOZ NATURAL A 3 A 5 METROS DE DISTANCIA															
AUDICION CON ORO... OBTURADO															
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA															
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3 A 5 METROS DE DISTANCIA															
SIN AUDIFONO															
COM AUDIFONO															
Audifono "a" R 1/2															
Audifono "a" R 1/4															
Audifono "a" R 1/8															
Audifono "a" R 1/16															
Audifono "a" R 1/32															
Audifono "a" R 1/64															
Audifono "a" R 1/128															
Audifono "a" R 1/256															
Audifono "a" R 1/512															
Audifono "a" R 1/1024															
Audifono "a" R 1/2048															
Audifono "a" R 1/4096															
Audifono "a" R 1/8192															
Audifono "a" R 1/16384															
Audifono "a" R 1/32768															
Audifono "a" R 1/65536															
Audifono "a" R 1/131072															
Audifono "a" R 1/262144															
Audifono "a" R 1/524288															
Audifono "a" R 1/1048576															
Audifono "a" R 1/2097152															
Audifono "a" R 1/4194304															
Audifono "a" R 1/8388608															
Audifono "a" R 1/16777216															
Audifono "a" R 1/33554432															
Audifono "a" R 1/67108864															
Audifono "a" R 1/134217728															
Audifono "a" R 1/268435456															
Audifono "a" R 1/536870912															
Audifono "a" R 1/1073741824															
Audifono "a" R 1/2147483648															
Audifono "a" R 1/4294967296															
Audifono "a" R 1/8589934592															
Audifono "a" R 1/17179869184															
Audifono "a" R 1/34359738368															
Audifono "a" R 1/68719476736															
Audifono "a" R 1/137438953472															
Audifono "a" R 1/274877906944															
Audifono "a" R 1/549755813888															
Audifono "a" R 1/1099511627776															
Audifono "a" R 1/2199023255552															
Audifono "a" R 1/4398046511104															
Audifono "a" R 1/8796093022208															
Audifono "a" R 1/17592186044416															
Audifono "a" R 1/35184372088832															
Audifono "a" R 1/70368744177664															
Audifono "a" R 1/140737488355328															
Audifono "a" R 1/281474976710656															
Audifono "a" R 1/562949953421312															
Audifono "a" R 1/1125899906842624															
Audifono "a" R 1/2251799813685248															
Audifono "a" R 1/4503599627370496															
Audifono "a" R 1/9007199254740992															
Audifono "a" R 1/18014398509481984															
Audifono "a" R 1/36028797018963968															
Audifono "a" R 1/72057594037927936															
Audifono "a" R 1/144115188075855872															
Audifono "a" R 1/288230376151711744															
Audifono "a" R 1/576460752303423488															
Audifono "a" R 1/1152921504606846976															
Audifono "a" R 1/2305843009213693952															
Audifono "a" R 1/4611686018427387904															
Audifono "a" R 1/9223372036854775808															
Audifono "a" R 1/18446744073709551616															
Audifono "a" R 1/36893488147419103232															
Audifono "a" R 1/73786976294838206464															
Audifono "a" R 1/147573952589676412928															
Audifono "a" R 1/295147905179352825856															
Audifono "a" R 1/590295810358705651712															
Audifono "a" R 1/1180591620717411303424															
Audifono "a" R 1/2361183241434822606848															
Audifono "a" R 1/4722366482869645213696															
Audifono "a" R 1/9444732965739290427392															
Audifono "a" R 1/18889465931478580854784															
Audifono "a" R 1/37778931862957161709568															
Audifono "a" R 1/75557863725914323419136															
Audifono "a" R 1/151115727451828646838272															
Audifono "a" R 1/302231454903657293676544															
Audifono "a" R 1/604462909807314587353088															
Audifono "a" R 1/1208925819614629174706176															
Audifono "a" R 1/2417851639229258349412352															
Audifono "a" R 1/4835703278458516698824704															
Audifono "a" R 1/9671406556917033397649408															
Audifono "a" R 1/19342813113834066795298816															
Audifono "a" R 1/38685626227668133590597632															
Audifono "a" R 1/77371252455336267181195264															
Audifono "a" R 1/154742504910672534362390528															
Audifono "a" R 1/309485009821345068724781056															
Audifono "a" R 1/618970019642690137449562112															
Audifono "a" R 1/1237940039285380274899124224															
Audifono "a" R 1/2475880078570760549798248448															
Audifono "a" R 1/4951760157141521099596496896															
Audifono "a" R 1/9903520314283042199192993792															
Audifono "a" R 1/19807040628566084398385987584															
Audifono "a" R 1/39614081257132168796771975168															
Audifono "a" R 1/7922816251426433759353950336															
Audifono "a" R 1/15845632502852867518707900672															
Audifono "a" R 1/31691265005705735037415801344															
Audifono "a" R 1/63382530011411470074831602688															
Audifono "a" R 1/126765060022822940149663205376															
Audifono "a" R 1/253530120045645880299326410752															
Audifono "a" R 1/507060240091291760598652821504															
Audifono "a" R 1/1014120480182583521197305643008															
Audifono "a" R 1/2028240960365167042394611286016															
Audifono "a" R 1/4056481920730334084789222572032															
Audifono "a" R 1/8112963841460668169578445144064															
Audifono "a" R 1/16225927682921336339176890288128															
Audifono "a" R 1/32451855365842672678353780576256															
Audifono "a" R 1/64903710731685345356707561152512															
Audifono "a" R 1/129807421463370690713415122305024															
Audifono "a" R 1/259614842926741381426830244610048															
Audifono "a" R 1/519229685853482762853660489220096															
Audifono "a" R 1/1038459371706965525707320978440192															
Audifono "a" R 1/2076918743413931051414641956880384															
Audifono "a" R 1/4153837486827862102829283913760768															
Audifono "a" R 1/8307674973655724205658567827521536															
Audifono "a" R 1/1661534994731144841131713565503072															
Audifono "a" R 1/3323069989462289682263427131006144															
Audifono "a" R 1/6646139978924579364526854262012288															
Audifono "a" R 1/13292279957849158729053708524024576															
Audifono "a" R 1/26584559915698317458107417048049152															
Audifono "a" R 1/53169119831396634916214834096098304															
Audifono "a" R 1/106338239662793269832429668192196608															
Audifono "a" R 1/212676479325586539664859336384393216															
Audifono "a" R 1/425352958651173079329718672768786432															
Audifono "a" R 1/850705917302346158659437345537572864															
Audifono "a" R 1/1701411834604692317318874691075145728															
Audifono "a" R 1/3402823669209384634637749382150291456															
Audifono "a" R 1/6805647338418769269275498764300582912															
Audifono "a" R 1/13611294676837538538550997528601165824															
Audifono "a" R 1/27222589353675077077101995057202331648															
Audifono "a" R 1/54445178707350154154203990114404663296															
Audifono "a" R 1/108890357414700308308407980228809326592															
Audifono "a" R 1/217780714829400616616815960457618653184															
Audifono "a" R 1/435561429658801233233631920915237306368															
Audifono "a" R 1/871122859317602466467263841830474612736															
Audifono "a" R 1/1742245718635204932934527683669489225472															
Audifono "a" R 1/3484491437270409865869055367338978450944															
Audifono "a" R 1/6968982874540819731738110734677956901888															
Audifono "a" R 1/13937965749081639463476221469355913803776															
Audifono "a" R 1/27875931498163278926952442938711827607552															
Audifono "a" R 1/55751862996326557853904885877423655215104															
Audifono "a" R 1/111503725992653115707809771754847310430208															
Audifono "a" R 1/223007451985306231415619543509694620860416															
Audifono "a" R 1/446014903970612462831239087019389241720832															
Audifono "a" R 1/892029807941224925662478174038778483441664															
Audifono "a" R 1/17840596158824498513249563480775569668832															
Audifono "a" R 1/35681192317648997026499126961551139377664															
Audifono "a" R 1/71362384635297994052998253923102278755328															
Audifono "a" R 1/142724769270595988105996507846204557510656															
Audifono "a" R 1/285449538541191976211993015692409115021312															
Audifono "a" R 1/570899077082383952423986031384818230042624															
Audifono "a" R 1/114179815416476790484797206276963646008528															
Audifono "a" R 1/228359630832953580969594412553927292017056															
Audifono "a" R 1/456719261665907161939188825107854584034112															
Audifono "a" R 1/913438523331814323878377650215709168068224															
Audifono "a" R 1/1826877046663628647756755300431418336136448															
Audifono "a" R 1/3653754093327257295513510600862836672272896															
Audifono "a" R 1/7307508186654514591027021201725673344545792															
Audifono "a" R 1/14615016373309029182054042403451346689091536															
Audifono "a" R 1/29230032746618058364108084806902693378183072															
Audifono "a" R 1/58460065493236116728216169613805386756366144															
Audifono "a" R 1/1169201309864722334564323392276107735127328															
Audifono "a" R 1/233840261972944466912864678455221547025456															
Audifono "a" R 1/467680523945888933825729356910443094050912															
Audifono "a" R 1/935361047891777867651458713820886188101824															
Audifono "a" R 1/1870722095783555735302917427641772376203648															
Audifono "a" R 1/3741444191567111470605834855283544752407296															
Audifono "a" R 1/7482888383134222941211669710567089504814592															
Audifono "a" R 1/14965776766268445882423339421134179009629056															
Audifono "a" R 1/29931553532536891764846678842268358019258112															
Audifono "a" R 1/59863107065073783529693357684536716038516224															
Audifono "a" R 1/119726214130147567059386715369073432077032448															
Audifono "a" R 1/239452428260295134118773430738146864154064896															
Audifono "a" R 1/478904856520590268237546861476293728308129792															
Audifono "a" R 1/95780971304118053647509372295258745661625936															
Audifono "a" R 1/19156194260823610729501874459051749132325184															
Audifono "a" R 1/38312388521647221459003748918103498264650368															
Audifono "a" R 1/76624777043294442918007497836206996529300736															
Audifono "a" R 1/153249554086588885836014995672413993058601472															
Audifono "a" R 1/306499108173177771672029991344827986117202848															
Audifono "a" R 1/612998216346355543344059982689655972234405696															
Audifono "a" R 1/1225996432692711086688119965379311944468811392															
Audifono "a" R 1/2451992865385422173376239930758623888937626784															
Audifono "a" R 1/4903985730770844346752479861517247777875253568															
Audifono "a" R 1/9807971461541688693504959723034495555750507136															
Audifono "a" R 1/19615942922883377387009919446068991111501014272															
Audifono "a" R 1/39231885845766754774019838892137982223002028544															
Audifono "a" R 1/78463771691533509548039677784275964446004057088															
Audifono "a" R 1/156927543383067019096079355568551928892008114176															
Audifono "a" R 1/313855086766134038192158711137103857784016228352															
Audifono "a" R 1/627710173532268076384317422274207715568032456704															
Audifono "a" R 1/1255420347064536152768634844548415411360648913408															
Audifono "a" R 1/251084069412907230553726968909683082272129782720															
Audifono "a" R 1/502168138825814461107453937819366164544259565440															
Audifono "a" R 1/1004336277651628922214907875638732329088519130880															
Audifono "a" R 1/2008672555303257844429815751277464658177038261760															
Audifono "a" R 1/4017345110606515688859631502554929316354076523520															
Audifono "a" R 1/8034690221213031377719263005109858632708153047040															
Audifono "a" R 1/16069380442426062755438526010219117265416260974080															
Audifono "a" R 1/32138760884852125510877052020438234530832521948160															
Audifono "a" R 1/64277521769704251021754104040876469061665043896320															
Audifono "a" R 1/128555043539408502043508208081752938123330087792640															
Audifono "a" R 1/257110087078817004087016416163505876246660175585280															
Audifono "a" R 1/51422017415763400817403283232701175249332035117056															
Audifono "a" R 1/102844034831526801634806566465402350498664070234112															
Audifono "a" R 1/205688069663053603269613132930804700997328140468224															
Audifono "a" R 1/411376139326107206539226265861609401994656280936448															
Audifono "a" R 1/822752278652214413078452531723218803989312561872896															
Audifono "a" R 1/1645504557304428826156905063446437607978625123745792															
Audifono "a" R 1/3291009114608857652313810126892875215957250247491536															
Audifono "a" R 1/6582018229217715304627620253785750431914500494983072															
Audifono "a" R 1/13164036458435430609255240507571500863829000989966144															
Audifono "a" R 1/26328072916870861218510481015143001727658001979932288															
Audifono "a" R 1/52656145833741722437020962030286003455316003959864576															
Audifono "a" R 1/105312291667435444874041924060572006910632007919729152															
Audifono "a" R 1/210624583334870889748083848121144013821264015839458304															
Audifono "a" R 1/421249166669741779496167696242288027642528031678916608															
Audifono "a" R 1/842498333339483558992335392484576055285056063357833216															
Audifono "a" R 1/1684996666678967117984670784969152110570112126715666432															
Audifono "a" R 1/3369993333357934235969341569938304221140224253431332864															
Audifono "a" R 1/673998666671586847193868313															

Nº 2

Apellido y Nombre: R.A.C.

Edad: 40 años

AUDIOMETRIA



Observaciones: Vía aérea y vía ósea de o/derecho tomadas con ensordecedor en o/p.

LOGOAUDIOMETRIA



Observaciones: Oído derecho tomado con ensordecedor en o/p.

Figura 6-22a

SELECCION DE AUDIFONOS

Apellido y Nombre R. S. C.

Edad 40 años

Enviado por _____

Observaciones: Nunca usó audifono.

Se obtuvieron mejores resultados con

el audifono "B" (intracanal) en oído derecho.

Máxima Salida: 3/4 - Volumen 1/4

Molde: ventilado

		PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA											
		EN AMBIENTE COMUN SILENCIOSO										CRUIDO DE FONDO	
		LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4
AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA		88											
AUDICION CON VOZ NATURAL A 3 METROS DE DISTANCIA			72										
AUDICION CON OIDO. Izc. OBTURADO				32	40	36	40	32			20	24	
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA									52	56			40
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3 ó 5 METROS DE DISTANCIA													

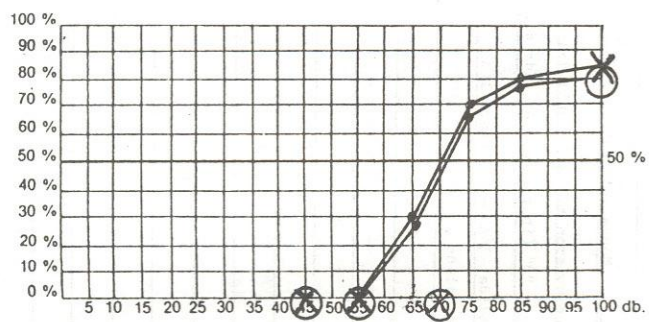
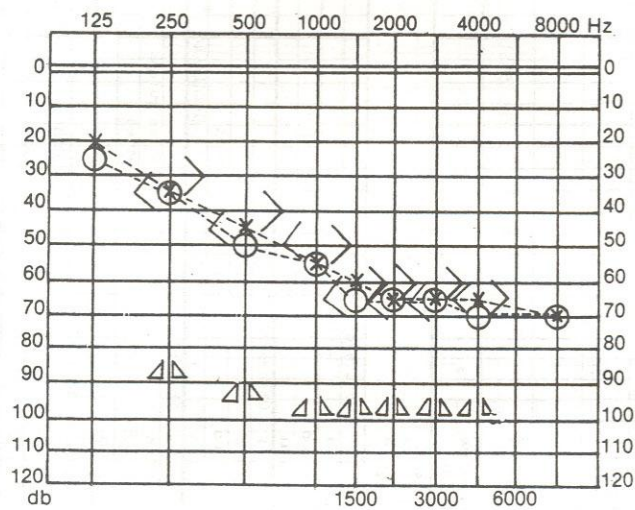
		Modelo	Volumen	Oído
SIN AUDIFONO				
Audifono "A"				
Máx. Sal: 3/4	IC 1/4	D		
		A/O		
		LL		
Audifono "B"				
Máx. Sal: 3/4	IC 1/4	D		
		A/O		
		LL		
Audifono "C"				
Máx. Sal: máx.	R 1/2	D		
Can: 1/2		A/O		
Tono: N		LL		
Audifono "D"				
Can: 3/4	R 1/4	D		
Tono: N		A/O		
		LL		
		I		
		D		
		A/O		
		LL		

		Modelo	Volumen	Oído
CON AUDIFONO				
Audifono "A"				
Máx. Sal: 3/4	IC 1/4	D		
		A/O		
		LL		
Audifono "B"				
Máx. Sal: 3/4	IC 1/4	D		
		A/O		
		LL		
Audifono "C"				
Máx. Sal: máx.	R 1/2	D		
Can: 1/2		A/O		
Tono: N		LL		
Audifono "D"				
Can: 3/4	R 1/4	D		
Tono: N		A/O		
		LL		
		I		
		D		
		A/O		
		LL		

Fecha 28 - 1 - 88 FONOAUDIOLOGA _____

Figura 6-22b

Edad: 64 años



SELECCION DE AUDIFONOS

Apellido y Nombre A.R.
 Edad 64 años
 Enviado por _____
 Observaciones: Nunca usó audifono.
Se obtuvieron mejores resultados con
el audifono "C" (retroauricular) en ambos
oídos.
 Máxima Salida: 3/4 - Ganancia: 1/2
 Tono: N - Volumen: 1/4
 Molde: secreto skelaton con ventilación
paralela de 1,6mm. en ambos oídos.

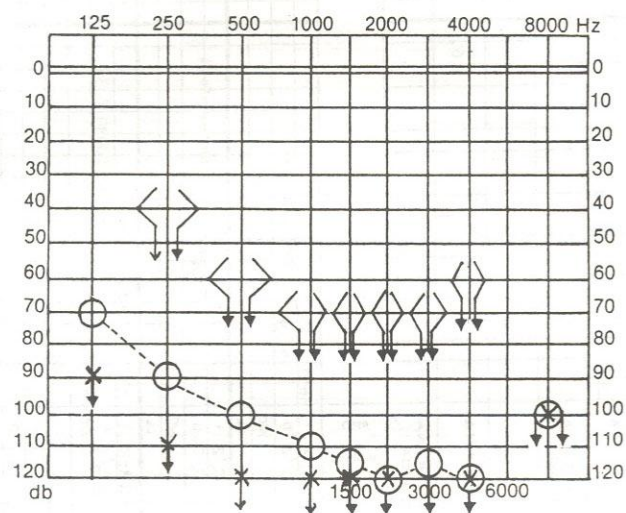
Fecha 21-1-88 FONOAUDILOGA _____

PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA																
EN AMBIENTE COMUN SILENCIOSO													C/ RUIDO DE FONDO			
LA1	LA2	LA3	LA4	LA5	LA6	LA7	LA8	LA9	LA10	LA11	LA12	LA13	LA14	LA15	LA16	
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
44	40	36	40	36	32	40	40								16	
AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA																
AUDICION CON VOZ NATURAL A 3 ó 5 METROS DE DISTANCIA																
AUDICION CON OIDO... OBTURADO																
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA																
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3 ó 5 METROS DE DISTANCIA																
SIN AUDIFONO																
CON AUDIFONO																
Audifono "A" R 1/4 I 5612																
Can. 1/4 R 1/4 D 5616																
Tono: N A/O LL																
Audifono "B" I 1/2 I 6428																
Máx. Sal. 1/2 I 1/2 D 6424																
Tono: N A/O LL																
Audifono "C" R 1/4 I 7648																
Can. 1/2 R 1/4 D 8048																
Tono: N A/O 8840																
Máx. Sal. 3/4 LL 9282																
D 7636																
A/O																
LL																

Figura 6-23b

Apellido y Nombre: N. T.
 Edad: 68 años

AUDIOMETRIA



LOGOAUDIOMETRIA

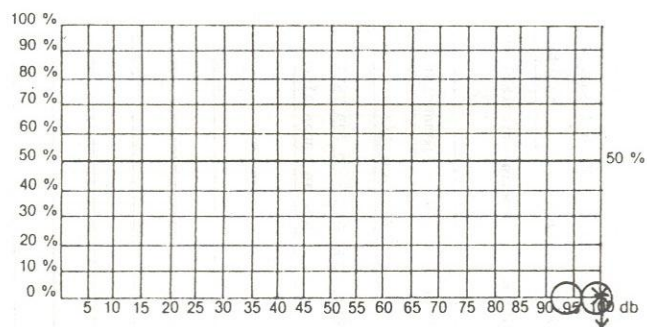


Figura 6-24a

Figura 6-24b

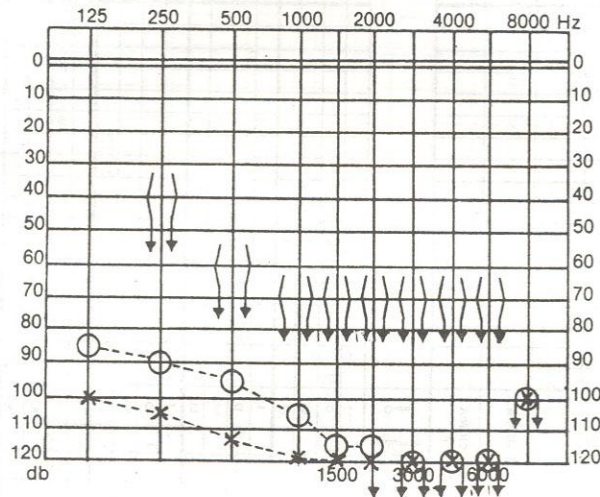
145

Nº 5

Apellido y Nombre: M.N.

Edad: 28 años

AUDIOMETRIA



LOGOAUDIOMETRIA

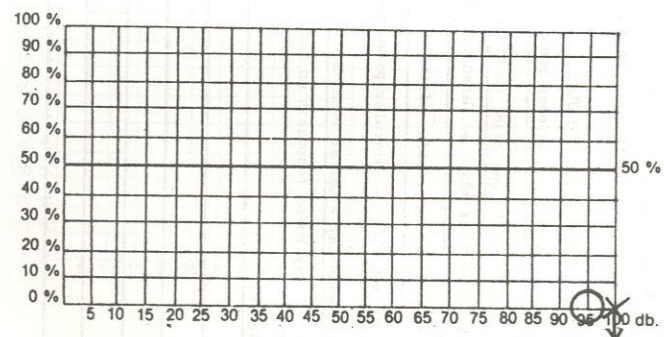


Figura 6-25a

SELECCION DE AUDIFONOS

Apellido y Nombres M.N.
 Edad 28 años

Enviado por _____
 Observaciones: Usa audifono en oído derecho desde hace 25 años.
Se efectuó la prueba con listas de palabras fáciles para niños.
Se obtuvieron mejores resultados con el audifono "C" (retroauricular), en oído derecho.
Máxima Salida: máxima - Tono: NH
Volumen: 1/4 - kold:shell

Fecha 5 - 4 - 88 FONOAUDIOLOGA _____

PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA																																																																																																
EN AMBIENTE COMUN SILENCIOSO										C/RUIDO DE FONDO																																																																																						
LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4																																																																																					
D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G																																																																																					
0	0	0	0	0	0	0	0																																																																																									
AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA																																																																																																
AUDICION CON VOZ NATURAL A 3.65 METROS DE DISTANCIA																																																																																																
AUDICION CON OIDO... OBTURADO																																																																																																
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA																																																																																																
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3.65 METROS DE DISTANCIA																																																																																																
8																																																																																																
SIN AUDIFONO																																																																																																
CON AUDIFONO																																																																																																
<table border="1"> <thead> <tr> <th>Modelo</th> <th>Volumen</th> <th>Oído</th> <th>Con listas de palabras para adultos</th> <th>Con listas de palabras fáciles para niños</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Audifono "A"</td> <td>R 1/2</td> <td>D</td> <td>0</td> <td>1616</td> </tr> <tr> <td>Máx.Sal.máx</td> <td></td> <td>A/O</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Tono: N</td> <td></td> <td>LL</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Audifono "B"</td> <td>R +1/2D</td> <td>I</td> <td>4 4</td> <td>1412</td> </tr> <tr> <td>Canon. 3/4</td> <td></td> <td>A/O</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Tono: NH</td> <td></td> <td>LL</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Audifono "C"</td> <td>R 1/4</td> <td>D</td> <td>4 4</td> <td>20 202424 2020</td> </tr> <tr> <td>Máx.Sal.máx</td> <td></td> <td>A/O</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Tono: NH</td> <td></td> <td>LL</td> <td></td> <td>432</td> </tr> <tr> <td>Audifono "D"</td> <td>R +1/4D</td> <td>I</td> <td>0 0</td> <td></td> </tr> <tr> <td>Máx.Sal.máx</td> <td></td> <td>A/O</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Tono: N</td> <td></td> <td>LL</td> <td></td> <td>1412</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>I</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>D</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>A/O</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>LL</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>												Modelo	Volumen	Oído	Con listas de palabras para adultos	Con listas de palabras fáciles para niños	Audifono "A"	R 1/2	D	0	1616	Máx.Sal.máx		A/O			Tono: N		LL			Audifono "B"	R +1/2D	I	4 4	1412	Canon. 3/4		A/O			Tono: NH		LL			Audifono "C"	R 1/4	D	4 4	20 202424 2020	Máx.Sal.máx		A/O			Tono: NH		LL		432	Audifono "D"	R +1/4D	I	0 0		Máx.Sal.máx		A/O			Tono: N		LL		1412			I					D					A/O					LL		
Modelo	Volumen	Oído	Con listas de palabras para adultos	Con listas de palabras fáciles para niños																																																																																												
Audifono "A"	R 1/2	D	0	1616																																																																																												
Máx.Sal.máx		A/O																																																																																														
Tono: N		LL																																																																																														
Audifono "B"	R +1/2D	I	4 4	1412																																																																																												
Canon. 3/4		A/O																																																																																														
Tono: NH		LL																																																																																														
Audifono "C"	R 1/4	D	4 4	20 202424 2020																																																																																												
Máx.Sal.máx		A/O																																																																																														
Tono: NH		LL		432																																																																																												
Audifono "D"	R +1/4D	I	0 0																																																																																													
Máx.Sal.máx		A/O																																																																																														
Tono: N		LL		1412																																																																																												
		I																																																																																														
		D																																																																																														
		A/O																																																																																														
		LL																																																																																														

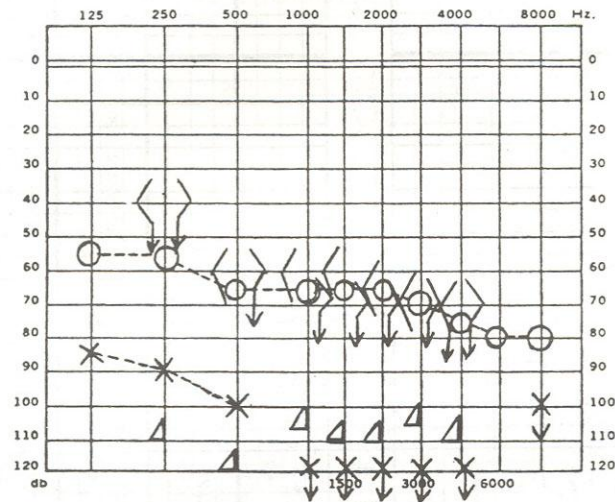
Figura 6-25b

Nº 6

Apellido y Nombre: D. F.

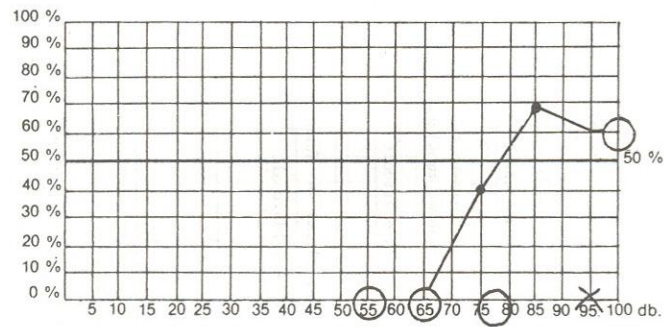
Edad: 71 años

AUDIOMETRIA



Observaciones: Oído izquierdo, vía aérea y vía ósea tomadas con ensordecedor "BE" en oído opuesto.

LOGOAUDIOMETRIA



Observaciones: Oído izquierdo tomado con ensordecedor "RB" en oído opuesto.

Figura 6-26a

SELECCION DE AUDIFONOS

Apellido y Nombre: J. P.
 Edad: 71 años
 Enviado por:
 Observaciones: Huon usó audifono.
No se obtiene suficiente ganancia con
los audifonos probados. Se indica adiestra-
miento auditivo y posterior Reelección.
 22-6-88 : Luego de Adiestramiento Auditivo
 se obtuvieron mejores resultados con el
 audifono "C" (retroauricular) en oído derecho

PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA															
EN AMBIENTE COMUN SILENCIOSO														C/ RUIDO DE FONDO	
LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4				
O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G
20	24	16	20	20	24	20	24			8	4				
AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA															
AUDICION CON VOZ NATURAL A 3.5 METROS DE DISTANCIA															
AUDICION CON OIDO... OBTURADO															
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA															
LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3.5 METROS DE DISTANCIA															
Después de Adiestramiento auditivo															
Oído															
Volumen															
Modelo															
Audifono "A"															
Máx. Sal.: 3/4 R 1/2 D 4080															
Tono: N															
A/O															
LL															
Audifono "B"															
Máx. Sal.: Máx. R 1/4 D 4420															
Tono: N															
Gen.: 1/2															
A/O															
LL															
Audifono "C"															
Máx. Sal.: 1/2 R 1/4 D 4024															
Tono: N															
Gen.: 1/2															
A/O															
LL															
Audifono "D"															
Máx. Sal.: 3/4 R 1/4 D 3616															
Tono: N															
Gen.: 1/2															
A/O															
LL															
I															
D															
A/O															
LL															

SIN AUDIFONO

CON AUDIFONO

FONO AUDILOGA

Fecha: 23-5-88
22-6-88

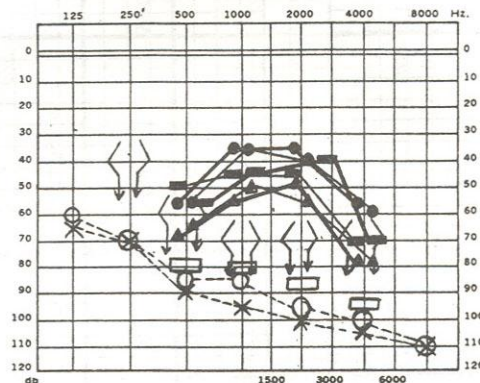
Figura 6-26b

Nº 7

Apellido y Nombre: M.C.L.

Edad: 17 años

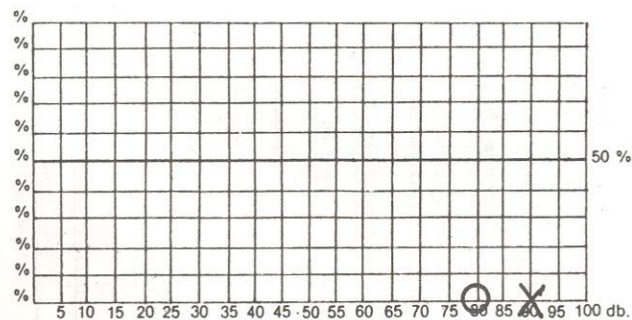
AUDIOMETRIA



Observaciones

- Audifono "A" (retroaur.) Máx. Sal.:3/4-Tono:N vol.:+1/4-oído derecho
- Audifono "A" (retroaur.) Máx. Sal.:3/4-Tono:N vol.:+1/4-oído izquierdo
- ▲ Audifono "B" (retroaur.) Gan.:3/4-Tono:N vol.:1/2-oído derecho
- ▲ Audifono "B" (retroaur.) Gan.: 3/4-Tono:Nvol.: 1/2 - oído izquierdo.
- Audifono "C" (retroaur.) Máx. Sal.: máx.-Tono: N vol.: 1/2 - oído derecho.
- Audifono "C"(retroaur.) Máx. Sal.: máx.-Tono:N vol.: 1/2-oído izquierdo

LOGO AUDIOMETRIA



Observaciones: Se obtuvieron mejores resultados con el audifono "A" en ambos oídos

Máx. Sal.: 3/4 - Tono: N-volumen: +1/4

Molde: secreto shell

Figura 6-27

BIBLIOGRAFIA

- Arcella, A. y Lauberer, M. (1961). Propuesta de modificación de la prueba de Selección de prótesis auditivas. **Fonoaudiológica**, Tomo 7, nº 3: 227-232.
- Berger, K. (1986). **La adaptación de prótesis auditivas**. Alicante (España): Laem S.A., 1ª edición.
- Brik, G; Pallares de García, N. y Matti, M. (1986). Batería audiológica integrada para la indicación de otoamplifonos y rehabilitación auditiva en la tercera edad. **Fonoaudiológica**, Tomo 32, nº 2: 59-73.
- de Quirós, J.B. y D'Elfa, N. (1973). **Introducción a la audiometría**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Paidós, 1ª edición.
- Diamante, T. (1975). Criterio a seguir en la selección de prótesis auditivas. **Fonoaudiológica**, Tomo 21, nº 3: 95-99.
- Martínez Sanjosé, J. (1987). Conferencia "Tecnológica de las audioprótesis". Pronunciada en la Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos, Bs. As., Argentina.
- Microsonic Inc. (1986). **Custom Earmold Manual**. AMBRIDGE, PA (EE.UU.): 4ª edición revisada.
- Neustadt de Khoan, N. (1985). Nuevas técnicas de Selección de audífonos. **Fonoaudiológica**, Tomo 31, nº 2: 118-120.
- Northern, J. (1979). **Trastornos de la audición**. Barcelona (España): Salvat Editores.
- Pasik, Y. y cols (1985). Métodos objetivos para la Selección de audífonos. Trabajo presentado en la II Cátedra de O.R.L. de la Facultad de Medicina de la U.B.A., Buenos Aires, Argentina.
- Pollack, M. C. (1988). **Amplification for the hearing-impaired**. Orlando (EE.UU.): Grune & Stratton Inc., 3ª edición.
- Portmann, M. y Portmann, C. (1975). **Audiometría clínica**. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 2ª edición.
- Renard, X. (1983). **La methode du pre-reglage**. París (Francia): Librairie Arnette, 1ª edición.
- Ross, M. (1979). Hearing aid evaluation. En Katz, J.: **Handbook of clinical audiology**. Baltimore (EE.UU.): The Williams & Wilkins Company, 2ª edición.

VII

MÉTODOS SUBJETIVOS DE SELECCIÓN DE AUDÍFONOS EN EL NIÑO

Flga. Nilda Villanueva de Sanz
Prof. María Teresa Carchio de Peralta

El objetivo fundamental del equipamiento precoz es tratar de lograr que el niño hipoacúsico integre, desde pequeño, las informaciones auditivas en la organización del sistema de percepción de pensamiento que le corresponde. Esto le permitirá acceder a una forma de organización coherente y global para comprender el mundo sonoro que lo rodea y enriquecer su comunicación (Morgon, Aimard y Daudet, 1978).

Por lo tanto, el equipamiento precoz ayuda al niño a organizar una serie de adquisiciones que no pueden aparecer espontáneamente, tales como:

- el rápido entrenamiento de los centros auditivos
- la toma de conciencia de que existe un mundo sonoro y un lenguaje
- la prevención del enmudecimiento

De todo esto se deduce la importancia fundamental del diagnóstico precoz de la hipoacusia para evaluar las medidas educativas adecuadas.

De acuerdo al concepto de plasticidad de la vía, vertido por Batkins y colaboradores, las posibilidades de mejoría en umbrales auditivos serían notorias si el niño es equipado precozmente. Por lo tanto, si la estimulación sonora se hiciera más tarde (pasando los tres años de edad) se produciría la irreversibilidad de las lesiones (Schwartzman, 1984).

De la misma manera, Lafon manifiesta que existe un riesgo educativo si el equipamiento no se produce ante determinado nivel de pérdida auditiva y edad (Zubizarreta, 1983):

- cuando la hipoacusia es profunda y no es equipada antes de los 18 meses
- cuando la hipoacusia es severa y no es equipada antes de los 24 meses
- cuando la hipoacusia es media y no es equipada antes de los 36 meses

Las estimulaciones que resultan beneficiosas para el niño desempeñan un papel no sólo de información sino de formación de una función perceptiva fundamental. En los primeros años de vida se obtienen entonces los mayores progresos intelectuales y lingüísticos.

Si la prótesis auditiva es colocada tardíamente, el niño ya tiene una forma de pensamiento, de comprender lo que lo rodea, y se apoya en otros estímulos que no son percepciones auditivas; esto trae aparejado que las

informaciones auditivas se integren mal en un sistema ya organizado (Morgon, Aimard y Daudet, 1978).

ESTUDIOS PREVIOS A LA SELECCION DE AUDIFONOS

- Examen clínico
 - Examen O.R.L.
 - Otros estudios (neurológicos, psicológicos, etc.)
 - Evaluación fonoaudiológica:
 - Anamnesis
 - Pruebas objetivas: - Impedanciometría
 - Bera audiológico
 - Pruebas subjetivas:
- 1) *Test de sonidos complejos:*
Observación de la conducta del niño utilizando diferente material sonoro (instrumentos musicales, juguetes sonoros, voz humana).
 - 2) *Test de sonidos puros:*
 - audiometría por observación del cambio del comportamiento (sin reflejos condicionados)
 - audiometría por observación de la conducta (con reflejos condicionados)
 - audiometría mediante Peep-Show
 - audiometría facilitada por el juego
 - audiometría tonal liminar clásica (técnica de adultos)
 - 3) *Test vocal:*
La logoaudiometría se aplica en aquellos niños cuyo desarrollo fonológico del lenguaje lo permita.
 - Formas de aplicación: - por señalamiento
 - por repetición
 - Material: - listas de palabras extraídas del vocabulario del niño
 - listas de palabras fáciles (extraídas de las listas de palabras fonéticamente balanceadas)
 - listas de palabras fonéticamente balanceadas
 - 4) *Determinación de umbrales de molestia:*
(Ver capítulo "Audiología con orientación protésica en el niño")

PRESELECCION

- Elección de la vía auditiva:
En la mayoría de los casos el equipamiento se efectúa por vía aérea. La adaptación protésica por vía ósea (mediante audífonos de caja o retroauriculares) se realiza cuando existen malformaciones, agenesias de conducto, etc. Los inconvenientes de este tipo de equipamiento son:
 - se produce pérdida de la ganancia del otoamplifono por impedancia mecánica del cráneo
 - el sonido entregado es seco y metálico

- Elección del tipo de audífono:

Se utilizan: - audífonos de caja
- audífonos retroauriculares

Aún en niños muy pequeños y cualquiera sea el nivel de pérdida auditiva que presenten, se tiende actualmente a equipar con estos últimos audífonos debido a:

- 1) recepción del sonido en un lugar más cercano al natural
- 2) salidas similares a cualquier audífono de caja, debido al uso del micrófono de electreto

Si es posible conviene utilizar audífonos con micrófono direccional.

- Elección del oído a equipar y del sistema de equipamiento:

Para la elección del oído a equipar la regla general establece:

- si la pérdida auditiva de ambos oídos se encuentra entre 30 y 60 dB, se equipa el oído peor.
- si la pérdida auditiva de ambos oídos es mayor de 60 dB, se equipa el oído mejor.

Cuando es posible la evaluación logoaudiométrica se equipa el oído que mayor discriminación presenta.

Cuando existe una caída brusca en las frecuencias agudas, se elige el oído más horizontal; así mismo, en presencia de reclutamiento se tiende a equipar el oído que presenta menos distorsión.

Estas consideraciones tienen valor cuando el equipamiento se realiza en forma monoaural. El equipamiento binaural se lleva a cabo cuando ambos oídos son susceptibles del uso de audífono.

Las ventajas de la audición estereofónica están determinadas por la posibilidad de:

- 1) Localización espacial: los estímulos acústicos llegan a los micrófonos de cada oído con una diferencia de fase, de intensidad y de tiempo.
- 2) Ganancia auditiva: existe una ganancia auditiva a nivel umbral de 3 dB en la audición binaural con respecto a la monoaural, y de 6 dB a nivel supraliminar.
- 3) Señal emergente sobre el ruido de fondo: mejora la relación figura fondo auditiva.

El sistema de equipamiento puede ser:

- MONOAURAL: un audífono de caja o retroauricular en un oído (Fig. 7-1 y 7-2).



Figura 7-1 = Equipamiento monoaural con audífono de caja



Figura 7-2 = Equipamiento monoaural con audífono retroauricular

- BINAURAL: dos audífonos retroauriculares. uno en cada oído (Fig. 7-3).



Figura 7-3 = Equipamiento binaural con audífonos retroauriculares

- PSEUDOBINAURAL: 1) Audífono de caja de dos canales (Fig. 7-4)
2) Audífono de caja con cordón en Y (Fig. 7-5)



Figura 7-4 = Equipamiento pseudo-binaural con audífono de caja de 2 canales



Figura 7-5 = Equipamiento pseudo-binaural con audífono de caja con cordón en Y

1) *Audífono de caja de dos canales*: este tipo de audífono produce audición bilateral pero nunca binaural, ya que los micrófonos están muy cercanos uno de otro; dicha posición no permite la captación de la diferencia de fase, de intensidad y de tiempo de la onda sonora, que son características de la audición binaural.

2) *Audífono de caja con cordón en Y*: este tipo de equipamiento provee audición bilateral pues divide la señal en dos, entregando la misma intensidad de salida a cada oído. Por lo tanto este tipo de audífono trabaja en forma óptima cuando la pérdida es simétrica; si esto no es así, un oído puede estar recibiendo más o menos amplificación que la adecuada.

Lamentablemente en la práctica este equipamiento se aconseja cuando todavía no se han determinado los umbrales exactos de audición. Su uso es frecuente en niños con pérdidas auditivas severas y profundas, cuando por razones económicas no puede ser recomendado un verdadero sistema binaural.

Lybarger (1973) enumeró una serie de ventajas del sistema de cordón en Y con respecto al equipamiento monoaural (Pollack, 1988):

- ambos oídos reciben estimulación auditiva

- mejor discriminación del lenguaje, pero no tan buena como un verdadero sistema binaural
- costo inicial menor que un sistema binaural

Investigaciones realizadas por Wright y Carhart (1960) y Black y Hast (1962) indican que aunque los dos oídos están estimulados, el equipamiento pseudobinaural no es significativamente mejor que el monoaural y no tan bueno como el binaural.

Lybarger (1973) manifestó que no todos los audífonos de caja funcionan bien con un cordón en Y, y que en esos casos se deberían utilizar auriculares específicamente creados para este uso. Otra limitación del cordón en Y es una pequeña pérdida de salida que alcanza a cada oído, cuando la señal es dividida (3 a 6 dB), (Pollack, 1988).

Actualmente este sistema es poco aconsejado.

- **ADAPTACIONES ESPECIALES** (sistemas CROS y BICROS): Este tipo de adaptaciones no se utiliza frecuentemente en niños porque no existe una forma objetiva de evaluación.

Sus creadores (Harford y Barry) aconsejaron la no utilización de esta adaptación en niños. En 1972, Matkins y Thomas comprobaron que el niño puede utilizar las ventajas del sistema y actualmente muchos autores comparten este concepto (Pollack, 1988).

El método de evaluación es similar al del adulto, pero se considera de suma importancia el préstamo del equipo antes de aconsejarlo en forma definitiva, para corroborar los resultados en la vida diaria.

- Elección de las características electroacústicas del audífono:

- **Salida máxima o nivel de presión sonora de saturación:** Este es un punto de fundamental importancia en la adaptación de audífonos en niños. El examinador debe conocer la salida máxima que entrega el otoamplifono para evitar que se alcance el umbral de molestia. Se debe tener en cuenta que en los niños el volumen físico del C.A.E. es pequeño (alrededor de 0,5 cc), y por lo tanto la potencia de salida que llega al tímpano es mayor que la especificada en los folletos técnicos de los audífonos (Ver Impedanciometría en el Capítulo: "Métodos objetivos de selección de audífonos").

La salida máxima del audífono se determina:

- 1) Mediante la obtención de reflejos acústicos, ajustándola a nivel de dichos umbrales reflejos, pero nunca superándolo. Estadísticamente el umbral de inconfort se encuentra 5 dB por encima del umbral reflejo para tonos puros (Zubizarreta de Fernández, 1988).

- 2) En las pérdidas auditivas severas a profundas y en los casos de hipoacusias con componentes conductivos, los reflejos acústicos están ausentes; por lo tanto el procedimiento anterior no puede aplicarse. Por ello se recurre a una evaluación subjetiva del umbral de molestia a través de la observación de las reacciones de desagrado del niño frente a estímulos de intensidad fuerte.

Se trabaja con ruido blanco de banda estrecha elevando la intensidad del mismo en forma progresiva. En aquellos niños que manifiestan reacciones de desagrado ante la estimulación sonora intensa, se ajusta el control de máxima salida a un nivel donde no aparezca sensación de molestia.

3) En niños mayores, a través de la investigación de los umbrales de incomfort se calcula la potencia máxima del audífono (ver capítulo "Métodos subjetivos de Selección de audífonos en el adulto").

- **Sistemas de limitación de salida:** En la mayoría de los casos se tiende a utilizar audífonos que posean estos sistemas, pues actúan ante sonidos bruscos. Es necesario tener en cuenta que deben ser utilizados en medios muy ruidosos (escuelas, plazas, etc.), y que la ausencia de limitadores de salida puede ser a menudo una causa de rechazo al otoamplífono.

El más utilizado es el de **compresión**.

- **Control de volumen:** Se fija entre $1/4$ y $1/2$ del recorrido del potenciómetro, pero nunca al máximo por la distorsión significativa que produce. Esto no significa que el terapeuta a cargo de la rehabilitación del niño no modifique este control cuando sea necesario para realizar la estimulación adecuada.

- Elección del tipo de molde:

El material utilizado debe ser blando o bien combinar la base de acrílico duro con la extremidad del conducto de acrílico flexible, para evitar traumatismos en el C.A.E. ante golpes.

Es importante obtener un buen ajuste del molde, para lo cual se debe renovar periódicamente: en bebés cada 3 meses y en niños mayores cada 6 meses aproximadamente.

En las hipoacusias con desequilibrio de frecuencias es de gran utilidad hacer modificaciones físicas en el molde, como por ejemplo, ventilaciones. Si el ancho del conducto no permite hacerlas en forma paralela, se utiliza la oblicua (ver capítulo: "El molde de oído").

SELECCION DE AUDIFONOS

Antes de la selección misma existe un momento de fundamental importancia, a pesar de su corta duración:

1) **Presentación del audífono:** como el niño toma contacto con el mismo por primera vez, la presentación debe hacerse en forma gradual evitando causar temor o rechazo. En corto tiempo el otoamplífono pasará a formar parte de su esquema corporal.

2) **Colocación del audífono:** se debe poner apagado, y luego elevar el volumen hasta una intensidad que le sea confortable, hablándole con voz natural.

Si el niño es muy pequeño con un nivel de pérdida auditiva de severa a profunda, se espera alguna reacción: grito, llanto, risa, fonaciones acciden-

tales. Este momento es de vital importancia, ya que es cuando se establece por primera vez la unión audición-fonación, posibilitando la autopercepción. Es el inicio o la génesis del juego auditivo-fonatorio, que en etapas posteriores sirve para la rehabilitación audiolingüística.

Si su nivel fonológico lo permite se emiten los fonemas o combinaciones silábicas más audibles (a-u-i-papá-babá) y se espera alguna reacción. En estos casos el niño repite casi espontáneamente.

Métodos de selección:

Lo datos obtenidos en las investigaciones audio y logoaudiométricas determinan la técnica que se debe utilizar en la selección.

Se pueden distinguir dos formas de aplicación dependiendo de los estímulos que se utilizan:

- A) Selección mediante tonos puros
- B) Selección mediante estímulos vocales

Según el nivel, tipo de pérdida auditiva y forma de la curva, se preseleccionan un mínimo de 3 audífonos.

A) SELECCION MEDIANTE TONOS PUROS

La selección se puede realizar de diferentes formas:

- I- Selección por medio de la observación del cambio del comportamiento (sin reflejos condicionados).
- II- Selección por medio de la observación de la conducta (con reflejos condicionados).
- III- Selección por medio de juego condicionado.
- IV- Selección por medio de audiometría tonal liminar clásica (técnica de adultos).

I - Selección por medio de la observación del cambio del comportamiento (sin reflejos condicionados)

Se utiliza en niños de 0 a 6 meses, o en mayores con severos componentes neurológicos asociados.

La forma de aplicación se basa en la observación de las reacciones reflejas del niño ante la estimulación sonora. Este debe estar ubicado sobre la falda de la madre y es conveniente la presencia de dos examinadores para una correcta evaluación (Ver capítulo: "Audiología con fines protésicos en el niño").

- Se trabaja:
- En cámara sonoamortiguada a campo libre
 - En gabinete

• *En cámara sonoamortiguada a campo libre:* se ubica al niño dentro de la cámara sonoamortiguada y se le coloca uno de los audífonos preseleccionados apagado; luego se lo enciende y se aumenta gradualmente el volumen hasta una intensidad que se considere confortable (entre 1/4 y

1/2 del potenciómetro). El examinador emite sílabas (las más audibles, por ej.: pa-pa, ba-ba, etc.) y espera una reacción del niño.

Se pasan a campo libre tonos puros (frecuencias entre 250 y 4.000 Hz) a nivel de umbrales tonales a campo libre, y se va disminuyendo la intensidad hasta no obtener más reacciones reflejas del niño. Se obtienen así umbrales tonales con audífono.

Se determina si existe o no umbral de molestia con audífono empleando ruido de banda estrecha.

Se procede así con cada uno de los audífonos preseleccionados. Se consignan los resultados en el audiograma (Fig. 7-6).

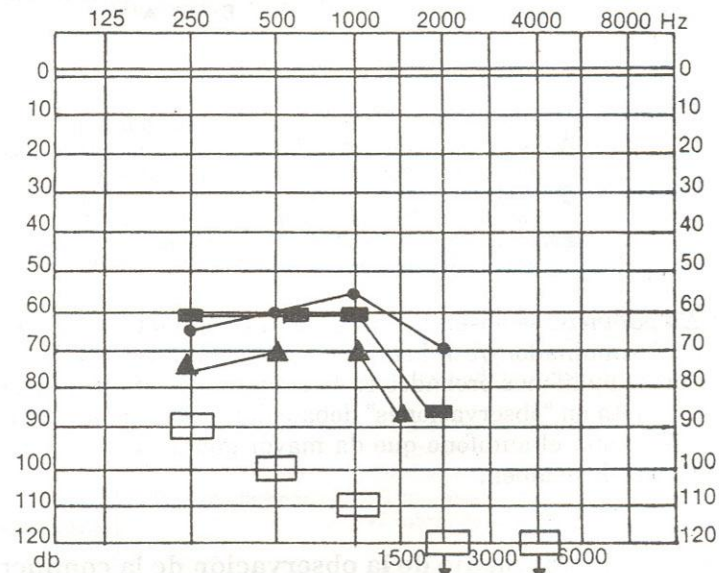


Figura 7-6 = Determinación de la ganancia tonal con diferentes audífonos

- Umbrales tonales a campo libre.
- ▲ Audífono A (retroauricular), control de tono: H, salida: 3/4, compresión: mínima, volumen: 1/2. Oído derecho.
- Audífono B (retroauricular), control de tono: H, salida: 1/2, compresión: mínima, volumen: 1/2. Oído derecho.
- Audífono C (retroauricular), control de tono: H, salida: 3/4, compresión: media, volumen: 1/2. Oído derecho.

Se halla el umbral de voz con los diferentes audífonos y se consigna en el gráfico de logaudiometría (Fig. 7-7).

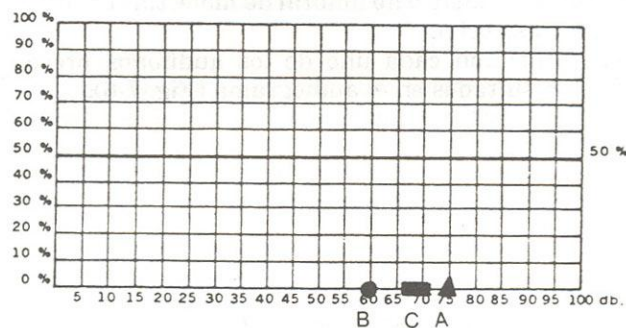


Figura 7-7 = Umbrales de voz con diferentes audífonos

- ▲ Audífono A (retroauricular), control de tono: H, salida: 3/4, compresión: mínima, volumen: 1/2. Oído derecho.
- Audífono B (retroauricular), control de tono: H, salida: 1/2, compresión: mínima, volumen: 1/2. Oído derecho.
- Audífono C (retroauricular), control de tono: H, salida: 3/4, compresión: media, volumen: 1/2. Oído derecho.

• *En gabinete:* se observa el juego auditivo-fonatorio, la reacción ante la voz del examinador y/o de la madre, y el confort ante sonidos intensos con los mismos audífonos probados en la cámara sonoamortiguada. El resultado se anota en "observaciones" debajo del gráfico de audiometría.

Se selecciona el audífono que da mayor ganancia y confort en ambas situaciones de examen.

II - Selección por medio de la observación de la conducta (con reflejos condicionados)

Se utiliza en niños de 6 meses a 3 años aproximadamente.

Se trabaja:

- En cámara sonoamortiguada a campo libre
- En gabinete

• *En cámara sonoamortiguada a campo libre:* la colocación del audífono, la obtención de la ganancia y la graficación es igual que en la etapa anterior. Se trabaja con el equipo Suzuki, donde el niño responde a la estimulación sonora y visual. Se busca un reflejo de orientación condicionado ante la presentación del estímulo tonal.

- *En gabinete:* se procede igual que en la etapa anterior.

III- Selección por medio de juego condicionado

Se aplica en niños a partir de los 3 años aproximadamente, los que en esta etapa colaboran respondiendo a los estímulos tonales mediante el juego.

El material utilizado puede ser: juegos de ensartado, juegos de encastre, juegos de enhebrado, etc.

- Se trabaja:
- En cámara sonoamortiguada a campo libre
 - En gabinete

Se procede como en las etapas anteriores, pero el niño se sienta solo en la silla (no sobre la falda de la madre). Ante la presentación del estímulo sonoro realiza el juego al que fue condicionado.

IV - Selección por medio de audiometría tonal liminar clásica (técnica de adultos)

Cuando la maduración del niño lo permite es posible condicionarlo fácilmente a una audiometría tonal liminar, sin utilizar juegos para la realización de la prueba. En estos casos se efectúa la selección mediante una audiometría tonal liminar a campo libre.

Se procede de esta forma con niños que no han adquirido un desarrollo fonológico del lenguaje aceptable.

- Se trabaja:
- En cámara sonoamortiguada
 - En gabinete

Se procede como en las etapas anteriores.

En el cuadro de la figura 7-8 se muestran las diferentes técnicas de selección de audífonos, las respuestas esperadas y su forma de aplicación.

TECNICA	RESPUESTA	FORMA DE APLICACION
Por medio de la observación del cambio del comportamiento (S/R/C)	Reacciones reflejas	Con los audífonos preseleccionados: - En cámara sonoamortiguada a campo libre: Ganancia tonal (250 a 4.000 Hz) • Umbrales de molestia • Umbral de voz - En gabinete • Observación del juego auditivo-fonatorio • Reacción a la voz • Confort ante sonidos intensos
Por medio de la observación de la conducta (C/R/C)	Reflejo condicionado	
Por medio de juego condicionado	Juego condicionado	
Por medio de la audiometría tonal liminar clásica (técnica de adultos)	Conducta voluntaria	

Figura 7-8 = Cuadro correlativo entre las técnicas de selección de audífonos, las respuestas esperadas y su forma de aplicación

Según J. Northern y M. Downs (1974) el umbral de respuesta esperado con audífono depende del nivel de pérdida auditiva:

<i>Promedio de pérdida auditiva</i>	<i>Umbral de respuesta</i>
25 a 50 dB HL	10 a 25 dB HL
50 a 75 dB HL	20 a 35 dB HL
75 a 100 dB HL	35 a 50 dB HL
+ 100 dB HL	45 a 55 dB HL

Estos valores son indicativos debiendo ser flexibles en su aplicación, ya que las características audiológicas varían en cada caso en particular.

B) SELECCION MEDIANTE ESTIMULOS VOCALES

Cuando el niño está en condiciones de responder a una logaudiometría, se realiza la selección mediante estímulos vocales.

Se distinguen 2 niveles:

- **Nivel facilitado por el significado**

- a) se utilizan listas de palabras del vocabulario del niño
- b) se utilizan listas de palabras fáciles (extraídas de las listas de palabras fonéticamente balanceadas)

- **Nivel audiofonético puro**

- c) se utilizan listas de palabras fonéticamente balanceadas

La selección se puede realizar de tres formas diferentes:

- I- Selección con listas de palabras del vocabulario del niño.
- II- Selección con listas de palabras fáciles (extraídas de las listas de palabras fonéticamente balanceadas).
- III- Selección con listas de palabras fonéticamente balanceadas.

I- Selección con listas de palabras del vocabulario del niño

Este procedimiento se lleva a cabo a través de dos técnicas cuya aplicación está determinada por la capacidad fonoarticulatoria del niño:

- 1) Por señalamiento
- 2) Por repetición

1) Por señalamiento:

Se emplea en los casos que presentan vocabulario muy limitado y desarrollo fonológico insuficiente.

El material a utilizar consiste en estímulos sensoperceptuales, tales como láminas con diez figuras cada una que representan animales o cosas que el niño reconoce. El significado interactúa como facilitador permitiendo esta evaluación.

La forma de aplicación y notación es la siguiente:

- *En cámara sonoamortiguada*: el niño entra solo a la cámara sonoamortiguada, se le coloca el audífono y se determinan:

- a) ganancia tonal a campo libre (frecuencias 250 a 4.000 Hz)
- b) umbrales de molestia
- c) umbrales de voz y palabra

Se procede de esta manera con todos los audífonos preseleccionados. Los resultados se consignan en el audiograma y el logaudiograma.

- *En gabinete*: el examinador se ubica frente al niño y nombra los objetos representados en las láminas. El niño debe señalar la figura correspondiente al vocablo emitido. Cada figura tiene un valor del 10%.

Los resultados se consignan en un gráfico especial (Fig. 7-9).

Se determinan:

- a- Porcentajes de discriminación sin audífono, con audición sola, sin lectura labial.

- b- Porcentajes de discriminación sin audífono, con audición y lectura labial.

Los resultados de los pasos previos se anotan en la parte superior del gráfico, en el casillero marcado con la letra D (discriminación).

- c- Porcentajes de discriminación con diferentes audífonos, con audición sola, sin lectura labial.

Se establece la ganancia correspondiente por la diferencia de discriminación con y sin audífono. La comparación se debe realizar con el mismo material fonético usado en el punto a.

- d- Porcentaje de discriminación con audición y lectura labial del audífono que proporcionó mayor ganancia y confort.

Los porcentajes de discriminación obtenidos en el punto c se anotan en la parte inferior del gráfico, en el casillero marcado con la letra D (discriminación) y la ganancia correspondiente en el casillero donde figura la letra G (ganancia). Los resultados del punto d se anotan de la misma forma anterior, en el casillero LL (lectura labial).

Se debe consignar en el gráfico de selección la calibración de los diferentes controles del audífono, el volumen, el tipo de molde, el auricular utilizado y el oído equipado. Según cuál sea la técnica empleada, se marca un círculo alrededor de "A" (por señalamiento) o de "B" (por repetición), ubicados en el lado izquierdo del gráfico. En "material utilizado" se anota cuál fue el empleado. En caso de trabajar con palabras extraídas del vocabulario del niño, se adjuntan las listas confeccionadas. Se consigna en "comentarios y observaciones", la conducta del niño durante la prueba y todo aquello que el examinador considere de interés.

2) Por repetición:

Se utiliza cuando el niño ha alcanzado un nivel fonológico que le permite la imitación de los modelos audiofonéticos presentados por el examinador.

[illegible]

- *Material utilizado:* se confeccionan listas de 10 palabras cada una, conocidas por el niño.

- *Forma de aplicación:*

- En cámara sonoamortiguada
- En gabinete

El examinador nombra palabras que el niño debe repetir. Cada palabra tiene un valor del 10%. Se confeccionan como mínimo 3 listas.

Se trabaja igual que en la etapa anterior.

II- Selección con listas de palabras fáciles

- *Técnica:* por repetición

- *Material utilizado:* se emplean listas de palabras fáciles extraídas de las fonéticamente balanceadas.

- *Forma de aplicación:*
- En cámara sonoamortiguada
 - En gabinete

Se trabaja de la misma forma que en la etapa anterior.

III- Selección con listas de palabras fonéticamente balanceadas

- *Técnica:* por repetición

- *Material utilizado:* se emplean las listas fonéticamente balanceadas del Dr. Tato y la Flga. Sarraíl.

- *Forma de aplicación:*
- En cámara sonoamortiguada
 - En gabinete

Las condiciones de prueba y la graficación son las mismas mencionadas en las etapas anteriores.

CONCLUSIONES

- Las técnicas de selección de audífonos enumeradas no se aplican en forma rígida, se adecuan a cada caso en particular.

- El examinador debe tener una amplia experiencia en las técnicas de selección de audífonos para adultos y niños, y poseer conocimientos de las características electroacústicas de los audífonos, para aplicarlo en la preselección.

- Se deben realizar controles periódicos: en niños pequeños o con problemas neurológicos asociados cada 3 meses al principio, y en niños mayores cada 6 meses. Existe la posibilidad de tener que hacer modificaciones en la calibración del audífono o en el molde.

- Los padres deben estar informados del rendimiento del audífono, explicándoles con palabras sencillas los alcances del uso del mismo. Deben saber que la prótesis restablece y modifica lo que el niño puede recibir del mundo sonoro, pero que no transforma la audición deficitaria en audición normal.

- Se sugerirá a los padres la confección de un registro diario de los cambios en la evolución de la conducta auditiva y el lenguaje del niño, sobre

todo en aquellos pacientes que fueron evaluados con las técnicas de observación del cambio del comportamiento sin reflejos y con reflejos concionados.

En la Fig. 7-10 se observa la correlación entre las técnicas audiométricas y de selección de audífonos:

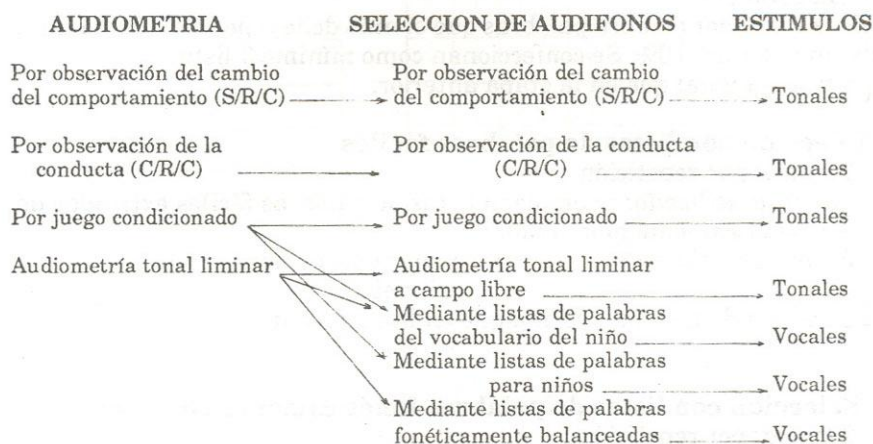


Figura 7-10 = Cuadro correlativo correspondiente a las técnicas audiométricas y de selección de audífonos

PRESENTACION DE CASOS

CASO 1

Nombre y Apellido: N.P.

Edad: 14 meses

Antecedentes heredofamiliares: s/p

Antecedentes personales:

- Rubéola materna (16 semanas de gestación)
- Antecedentes de otitis media aguda bilateral

Examen O.R.L.: s/p

A - EVALUACION AUDIOLOGICA

1) Pruebas objetivas

- **Bera:** - oído derecho 2.000 Hz: 90 dB
4.000 Hz: 100 dB
- oído izquierdo: no hay respuesta
- **Impedanciometría:** evaluación con timpanómetro para niños (Fig. 7-11a y 7-11b)

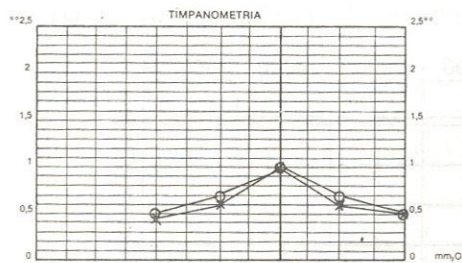


Figura 7-11a

IPSILATERAL						
Oído derecho				Oído izquierdo		
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U
			250			
			500			
	120		1000		—	
			2000			
			4000			
			RB			

Figura 7-11b

2) Pruebas subjetivas

• Observación de la conducta auditiva:

Localización del sonido hacia el lado derecho

• Test de sonidos complejos:

bombo +

pandereta +

flauta +

sonajero metálico +

castañuelas +

campanillas -

platillos +

• Comportamiento: s/p

• Comunicación: gestos, vocalizaciones accidentales

• Audiometría: mediante la observación de la conducta (C/R/C) (Fig. 7-11c y 7-11d).

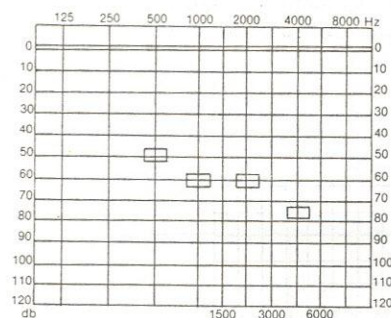


Figura 7-11c

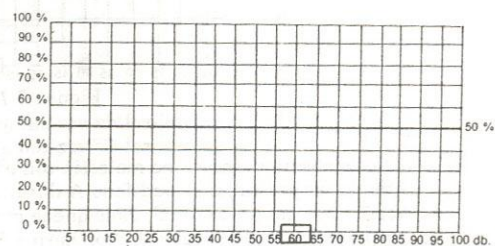


Figura 7-11d

B) SELECCION DE AUDIFONOS

Mediante la observación de la conducta (C/R/C) (Fig. 7-11e y 7-11f).

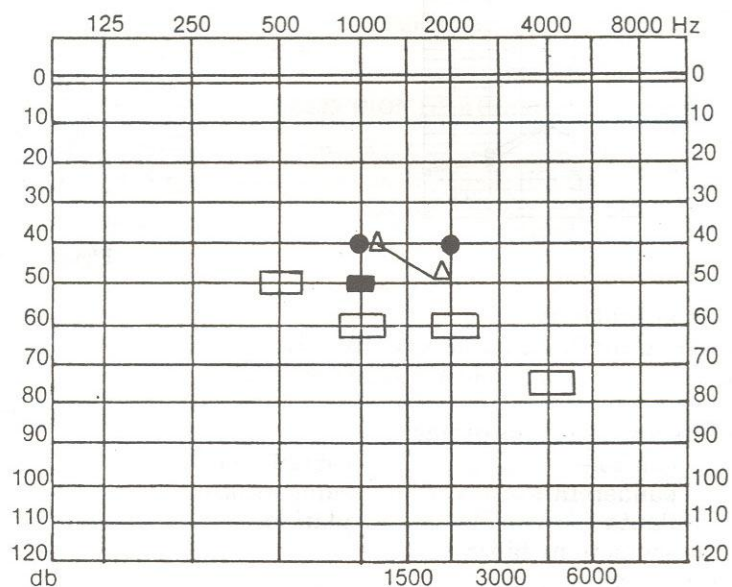


Figura 7-11e

- Audífono A (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: 1/2, tono: NH, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto skeleton de material blando.
 - △—△ Audífono B (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: 3/4, ganancia: 1/2, tono: N, volumen: 1/2, molde secreto skeleton de material blando.
 - Audífono C (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/2, molde secreto skeleton de material blando.
- En oído izquierdo no se obtiene ganancia con los audífonos probados
 - Se observan mejores resultados con el audífono A en oído derecho

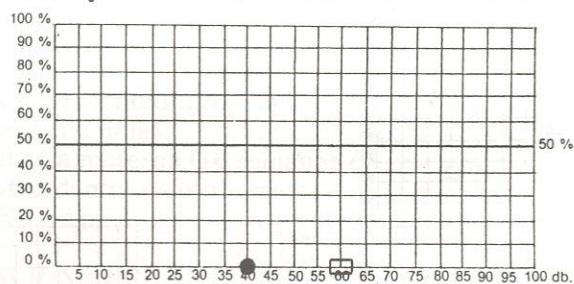


Figura 7-11f

- umbral de voz sin audífono
 - umbral de voz con audífono A en oído derecho
- No se observa umbral de molestia con el audífono A en oído derecho
 - Se da en préstamo el audífono A durante un mes para corroborar confort y verificar la ganancia tonal, dado que la misma no está de acuerdo al umbral de respuesta esperado según J. Northern y M. Downs.
 - Luego del préstamo se aconseja el audífono A (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: 1/2, tono: NH, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto skeleton de material blando.

C) CONTROLES POSTEQUIPAMIENTO PROTESICO

Edad: 2 años

Control realizado mediante la observación de la conducta (C/R/C)
(Fig. 7-11g y 7-11h)

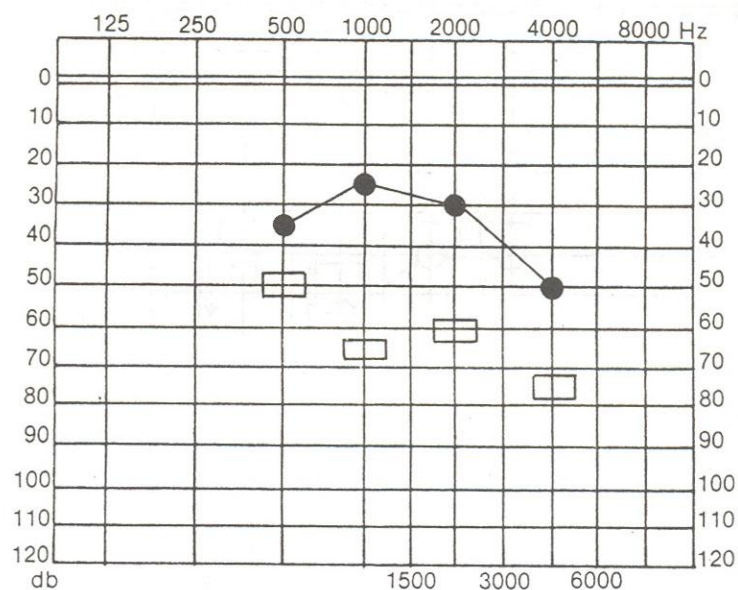


Figura 7-11g

●● audífono del paciente (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: 1/2, tono: NH, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto de material blando.

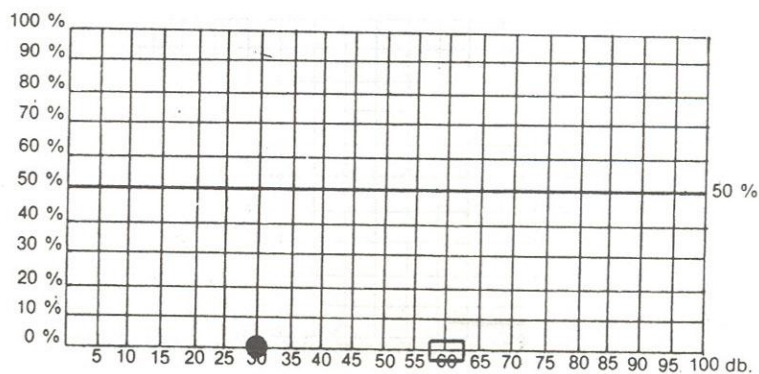


Figura 7-11h

□ umbral de voz sin audífono
● umbral de voz con audífono del paciente

II.

Edad: 3 años 3 meses

- **Audiometría:** mediante juego condicionado (Fig. 7-11i)

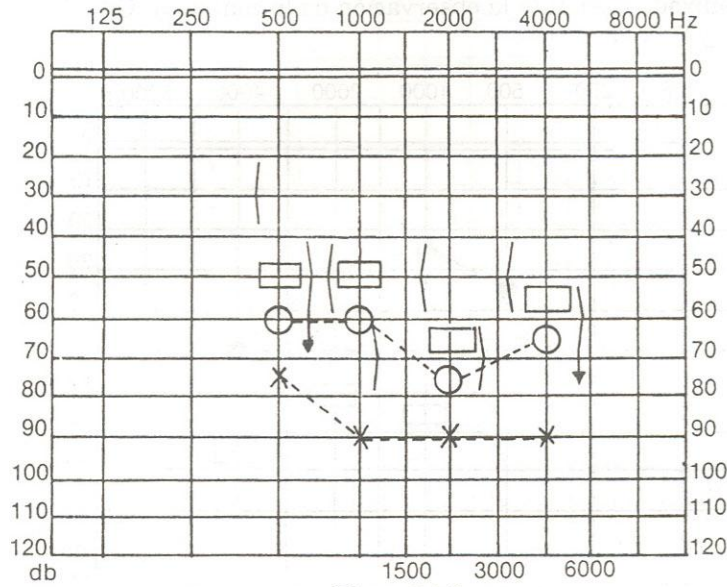


Figura 7-11i
Oído izquierdo evaluado sin ensordecedor

- **Logaudiometría:** por repetición, utilizando listas de palabras fáciles (Fig. 7-11j)

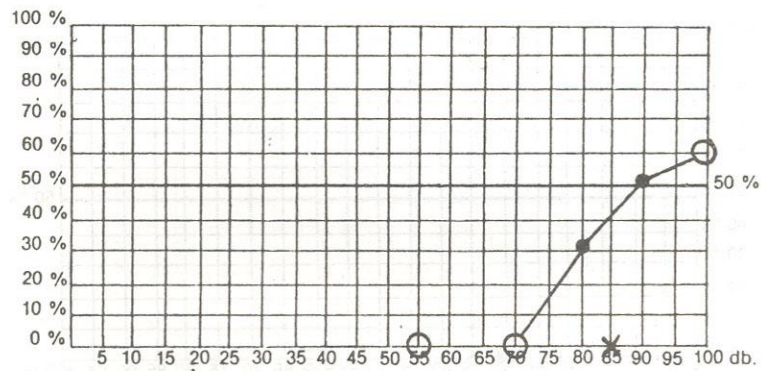


Figura 7-11j

- **Control del audífono seleccionado**

a) En cámara sonoamortiguada a campo libre: mediante juego condicionado (Fig. 7-11k)

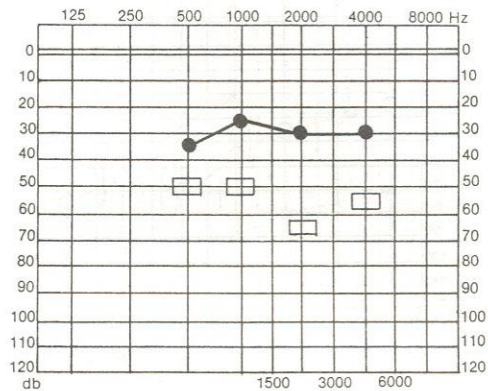


Figura 7-11k

●●● Audífono del paciente (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: - 1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto de material blando.

b) En gabinete: empleando listas de palabras fáciles (Fig. 7-11l)

		PORCENTAJE DE DISCRIMINACIÓN Y GANANCIA															
		EN AMBIENTE COMÚN SILENCIOSO												CON RUIDO DE FONDO			
		LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4				
EN AUDÍFONO	AUDICIÓN CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA	24		20	20												
	AUDICIÓN CON VOZ NATURAL A 3 A 5 METROS DE DISTANCIA																
	AUDICIÓN CON DÍGITO... DETURADO																
	LECTURA LABIAL Y AUDICIÓN A 1 METRO DE DISTANCIA					64											
	LECTURA LABIAL Y AUDICIÓN A 3 A 5 METROS DE DISTANCIA																
CON AUDÍFONO	Audífono A	I															
	m2.sal.1-1/2 R 1/4	6044	745	272	52												
	modi-compimp.	AO															
	modi-sec-seva.	CL				8824											
	modi-bisado	I															
		D															
		AO															
		LL															
		I															
		D															
		AO															
		LL															
		I															
		D															
		AO															
	LL																

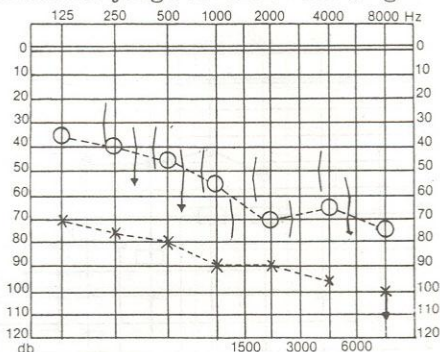
Figura 7-11l

Figura 7-11l

III.

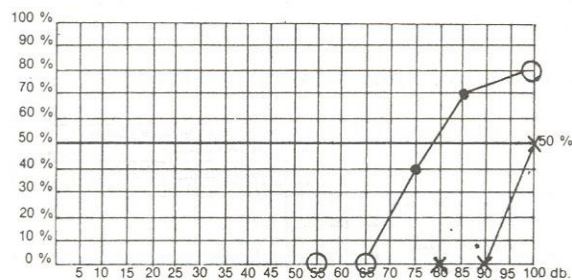
Edad: 4 años 3 meses

- **Audiometría:** mediante juego condicionado (Fig. 7-11m)



Oído izquierdo evaluado con ensordecedor en oído opuesto
Figura 7-11m

- **Logaudiometría:** por repetición, utilizando listas de palabras fáciles (Fig. 7-11n)



Oído izquierdo tomado con ensordecedor en oído opuesto
Figura 7-11n

- **Impedanciometría** (Fig. 7-11ñ y 7-11o)

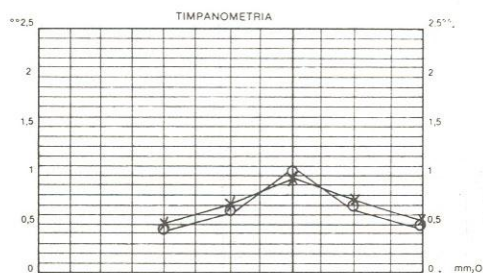


Figura 7-11ñ

IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA
IPSI LATERAL

Oído derecho				Oído izquierdo			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	Frec.
45	125	70	500	---	---	---	---
55	120	65	1000	---	---	---	---
---	---	---	2000	---	---	---	---
---	---	---	4000	---	---	---	---
---	---	---	8000	---	---	---	---

CONTRALATERAL

OID	EST	OID	IND	OID	EST	OID	IND
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	Frec.
40	110	70	250	---	---	---	---
45	110	65	500	---	---	---	---
55	120	65	1000	---	---	---	---
---	---	---	2000	---	---	---	---
---	---	---	4000	---	---	---	---
---	---	---	8000	---	---	---	---

Figura 7-11o

• Control del audífono seleccionado (Figura 7-11p)

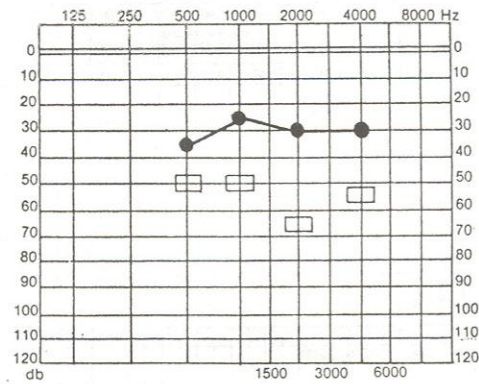
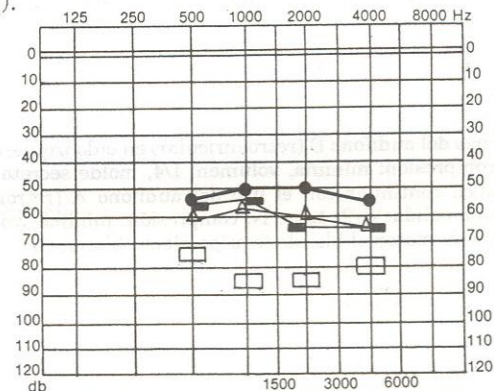


Figura 7-11p

- Audífono del paciente (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: 1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto skeleton de material blando.

• Selección de audífonos en oído izquierdo para equipamiento binaural

a) En cámara sonoamortiguada a campo libre: mediante juego condicionado (Fig. 7-11q).



Oído izquierdo tomado con oído derecho obturado

Figura 7-11q

- Audífono B (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/2 molde secreto shell de material blando.
 - △ Audífono C (retroauricular), máxima salida: 1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando.
 - Audífono D (retroauricular), máxima salida: 1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando.
- Se obtienen mejores resultados con el audífono I) en oído izquierdo
- No se observan umbrales de molestia.

b) En gabinete: empleando listas de palabras fáciles (Fig. 7-11r)

		PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA															
		EN AMBIENTE COMUN SILENCIOSO												C/RUIDO DE FONDO			
		LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4				
		D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
SIN AUDIFONO	AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA	20	24	20													
	AUDICION CON VOZ NATURAL A 3 ó 5 METROS DE DISTANCIA																
	AUDICION CON OIDO derecho OBTURADO					0	0	0									
	LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA				64				40								
	LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3 ó 5 METROS DE DISTANCIA																
CON AUDIFONO																	
	Audifono A	R 1/4	0														
	máx.sal.i-1/2		7252	7288	7556												
	toniN-compimn.																
	molde sec.skel.					88	24										
	Audifono D	R 1/4	0														
	máx.sal.i-1/2																
	toniN-compimn.																
	molde sec.shell																
	Audifono C	R 1/4	0														
	máx.sal.i-1/2																
	toniN-compimn.																
	molde sec.shell																
	Audifono D	R 1/4	1														
	Audifono A	R 1/4	0														

Figura 7-11r

Se aconseja el uso del audifono D (retroauricular) en oído izquierdo, máxima salida: 1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando. Se indica continuar con el uso del audifono A (retroauricular) en oído derecho, máxima salida: -1/2 tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto skeleton de material blando (equipamiento binaural).

CASO 2

Nombre y apellido: R.R.

Edad: 4 años 6 meses

Antecedentes heredo-familiares: s/p

Antecedentes personales:

- Incompatibilidad RH. Exsanguinotransfusión
- Ictericia
- Miopía

- Diagnóstico neurológico: cuadriparesia atetósica. Niño que presenta un severo cuadro de parálisis cerebral con hipoacusia bilateral severa.

- La comunicación actual del niño es sólo para manifestar necesidades primarias (posición incómoda, hambre, rechazo ante situaciones desconocidas) a través del grito, llanto o movimientos generalizados. Reconoce a la madre visualmente, la busca. En los momentos de tranquilidad, sonríe o emite un sonido de apertura bucal continua.

Examen O.R.L.: s/p

A) EVALUACION AUDIOLOGICA

1) Pruebas objetivas

- **Bera:** no hay respuesta
- **Impedanciometría:** (Fig. 7-12a y 7-12b)

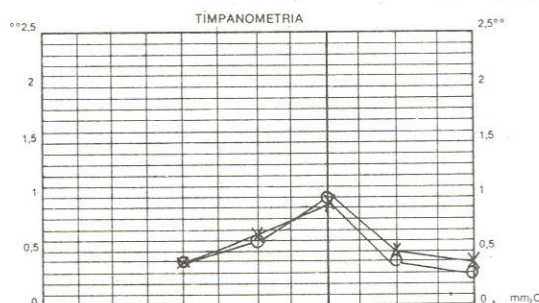


Figura 7-12a

IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA (IPSI LATERAL)									
Oído derecho					Oído izquierdo				
U	UR	IS/U	Frec	U	UR	IS/U	Frec	U	UR
---	---	---	250	---	---	---	250	---	---
---	---	---	500	---	---	---	500	---	---
---	---	---	1000	---	---	---	1000	---	---
---	---	---	2000	---	---	---	2000	---	---
---	---	---	4000	---	---	---	4000	---	---
---	---	---	dB	---	---	---	dB	---	---

CONTRALATERAL									
O/D	EST	O/I	IND	I	O/I	EST	O/D	IND	I
U	UR	IS/U	Frec	U	UR	IS/U	Frec	U	UR
---	---	---	250	---	---	---	250	---	---
---	---	---	500	---	---	---	500	---	---
---	---	---	1000	---	---	---	1000	---	---
---	---	---	2000	---	---	---	2000	---	---
---	---	---	4000	---	---	---	4000	---	---
---	---	---	dB	---	---	---	dB	---	---

Figura 7-12b

2) Pruebas subjetivas

• Observación de la conducta auditiva:

Reacción frente a sonidos intensos: responde con movimientos generalizados de todo el cuerpo.

• Test de sonidos complejos:

bombo + flauta -
pandereta - castañuelas -

• Comportamiento:

Irritabilidad.

Sus manifestaciones frente a estímulos sonoros se observan en los rasgos faciales. Sonríe frente a los estímulos. Actitudes de agrado y desagrado.

- **Audiometría:** mediante la observación del cambio del comportamiento (S/R/C) (Fig. 7-12c)

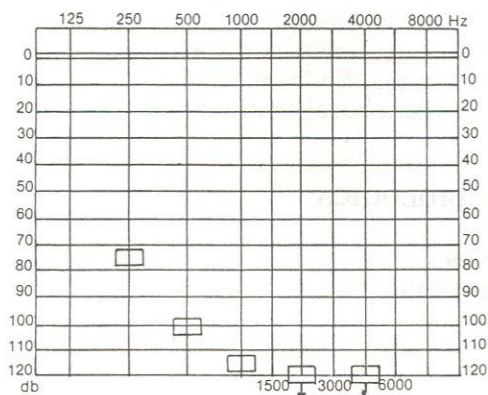


Figura 7-12c

B) SELECCION DE AUDIFONOS

- a) En cámara sonoamortiguada a campo libre: mediante la observación del cambio del comportamiento (S/R/C). (Figura 7-12d)

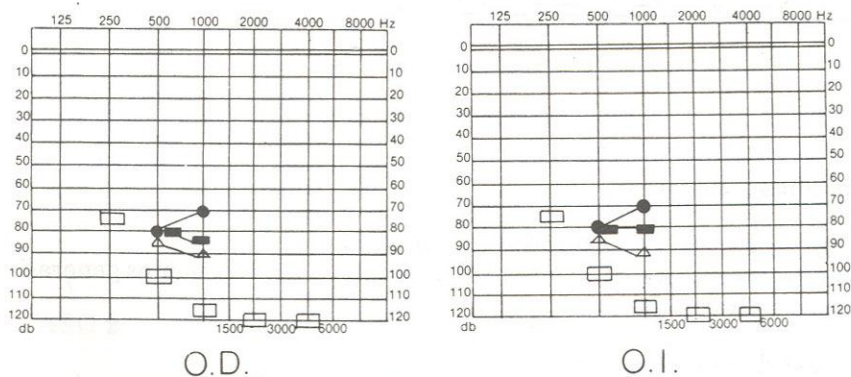


Figura 7- 12d

- Audífono A (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando.
 - Audífono B (retroauricular), máxima salida: máxima, tono: N, volumen: 1/2, molde secreto shell de material blando.
 - △—△ Audífono C (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: + 1/4, molde secreto shell de material blando.
- Se observan mejores resultados con el audífono A en ambos oídos
- No se obtienen umbrales de molestia

b) En gabinete: observación de la conducta auditiva con el audífono A en ambos oídos.

- Búsqueda de la voz de la madre
- Cambio de postura de la cabeza
- Actitud de escucha
- Vocalizaciones accidentales que se repiten

Se sugiere el préstamo de dichos audífonos durante un mes.

c) Control de los audífonos seleccionados luego del mes de préstamo.

Mediante la observación del cambio del comportamiento (S/R/C) (Fig. 7-12e y 7-12f)

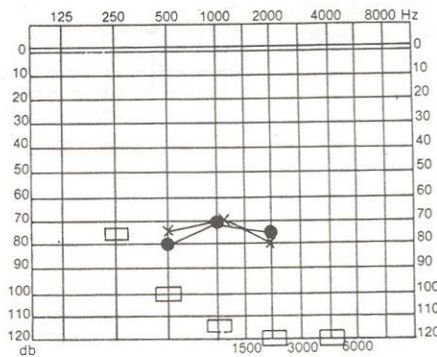


Figura 7-12e

Audífono A (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando

X — X en oído izquierdo
● — ● en oído derecho

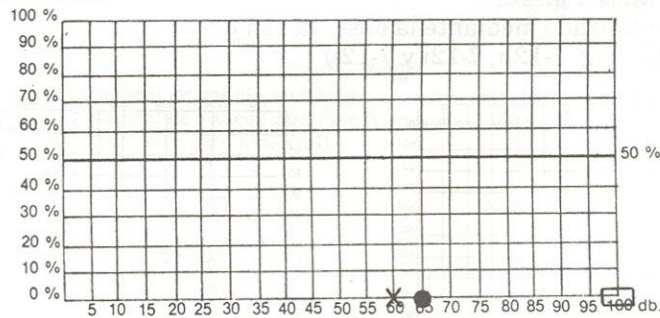


Figura 7-12f

□ Umbral de voz sin audífono
X Umbral de voz en oído izquierdo
● Umbral de voz en oído derecho

con los audífonos A

- No se observa umbral de molestia
- Se aconseja el uso del audífono A (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando, en ambos oídos (equipamiento binaural)
- Se indica control a los 3 meses de uso

C) CONTROLES POSTEQUIPAMIENTO PROTESICO

I

Edad: 5 años 2 meses

Control realizado mediante la observación del cambio del comportamiento (S/R/C) (Fig. 7-12g)

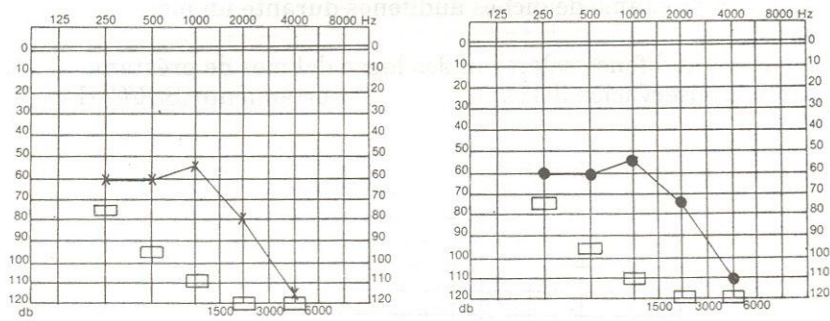


Figura 7-12g

Audífono A (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando

●● en oído derecho
×× en oído izquierdo

II

Edad: 5 años 4 meses

Control realizado mediante la observación del cambio del comportamiento (S/R/C) (Fig. 7-12h, 7-12i y 7-12j)

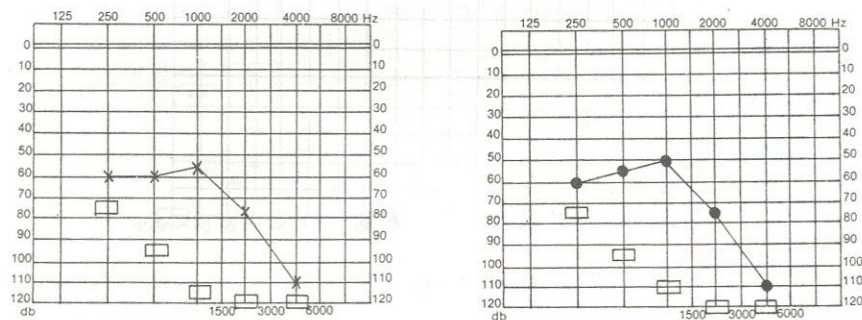


Figura 7-12h

Audífono A (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando

●● en oído derecho
×× en oído izquierdo

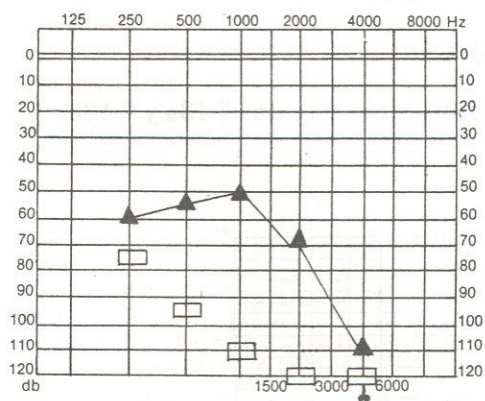


Figura 7-12i

Audífono A (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/4, molde secreto shell de material blando

▲ en ambos oídos (equipamiento binaural)

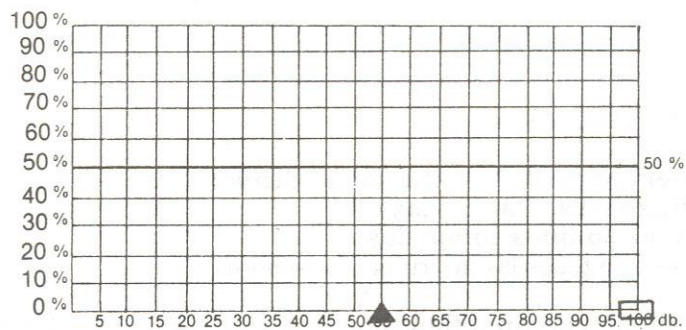


Figura 7-12j

□ umbral de voz sin audífono

▲ umbral de voz con audífono A en ambos oídos (equipamiento binaural)

CASO 3

Nombre y apellido: C.P.

Edad: 6 años

Antecedentes heredofamiliares: s/p

Antecedentes personales:

- Prematurez. Incubadora
- Hipoxia
- Paros cardiorrespiratorios en seis oportunidades

Examen O.R.L.: Otitis media aguda en O/I

Diagnóstico: Hipoacusia perceptiva bilateral (detectada a los seis meses de vida)

A) EVALUACION AUDIOLOGICA:

1) Pruebas objetivas

- Impedanciometría (Figuras 7-13a y 7-13b)

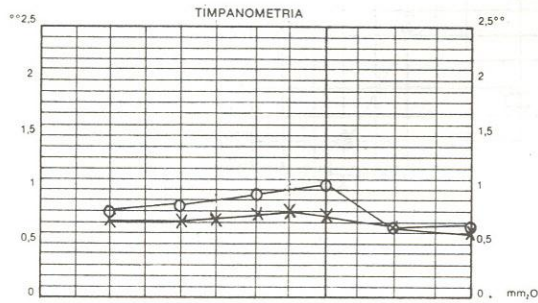


Figura 7-13a

IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA IPSILATERAL									
Oído derecho					Oído izquierdo				
U	UR	IR	U	UR	U	UR	U	UR	UR
250			250						
500			500						
1000			1000						
2000			2000						
4000			4000						
8000			8000						

CONTRALATERAL									
O.D. EST.	O.D. IND.	O.D. EST.	O.D. IND.	O.I. EST.	O.I. IND.	O.I. EST.	O.I. IND.	O.I. EST.	O.I. IND.
U	UR	IR	U	UR	U	UR	U	UR	UR
250			250						
500			500						
1000			1000						
2000			2000						
4000			4000						
8000			8000						

Figura 7-13b

2) Pruebas subjetivas

- Observación de la conducta auditiva:

Localización hacia ambos lados

- Test de sonidos complejos:

Respuesta a todos los instrumentos sonoros

- Audiometría tonal liminar: técnica de adultos (Fig. 7-13c).

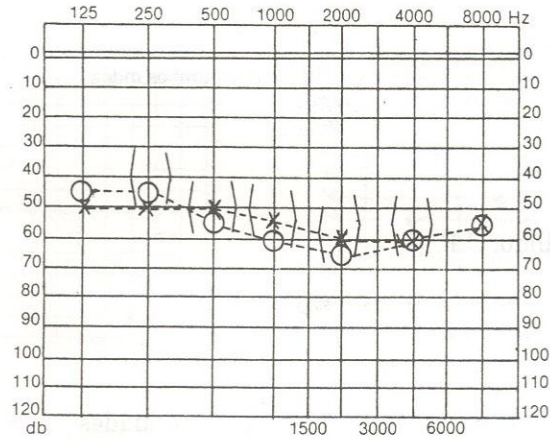


Figura 7-13c

- **Logaudiometría:** por repetición, empleando listas de palabras fáciles (Fig. 7-13d).

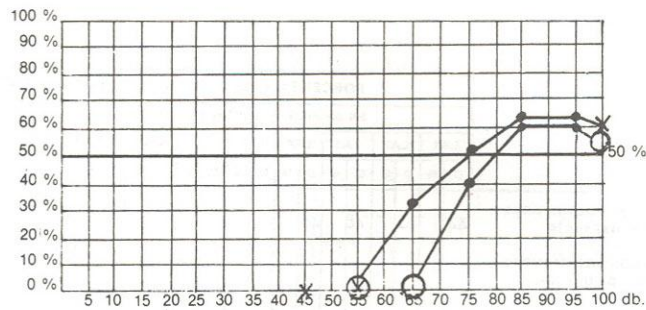


Figura 7-13d

B) SELECCION DE AUDIFONOS:

- a) En cámara sonoamortiguada a campo libre (Figura 7-13e).

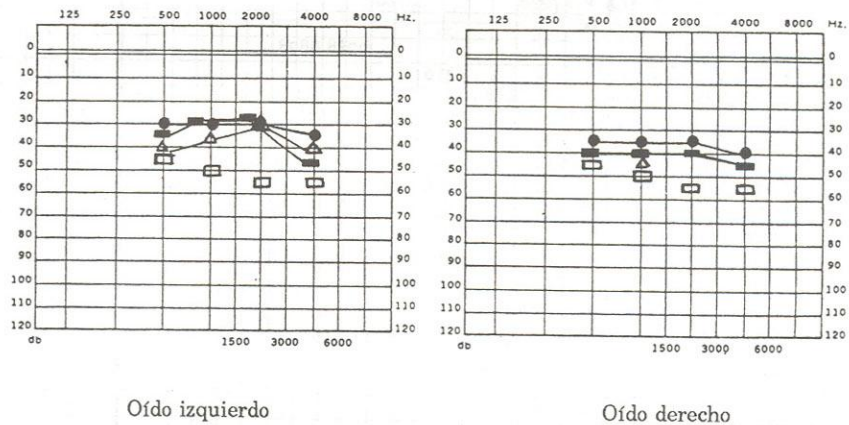


Figura 7-13e

- Audífono A (retroauricular), máxima salida: 1/2, tono: N, volumen 1/4, compresión: mínima, molde secreto skeleton de material blando
- Audífono B (retroauricular), máxima salida: 3/4, tono: N, volumen: 1/2, molde secreto skeleton de material blando
- △ Audífono C (retroauricular), máxima salida: +1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto skeleton de material blando

- Se observan mejores resultados con el audífono A en ambos oídos.
- No se obtienen umbrales de molestia

b) En gabinete (Figura 7-13f).

		PORCENTAJE DE DISCRIMINACION Y GANANCIA															
		EN AMBIENTE COMUN SILENCIOSO												C/RUIDO DE FONDO			
		LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4				
		D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
SIN AUDIFONO	AUDICION CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA	44	40	45	48												
	AUDICION CON VOZ NATURAL A 3 o 5 METROS DE DISTANCIA																
	AUDICION CON OIDO... OBTURADO																
	LECTURA LABIAL Y AUDICION A 1 METRO DE DISTANCIA					64	60										
	LECTURA LABIAL Y AUDICION A 3 o 5 METROS DE DISTANCIA																
		Modelo	Volumen	Oído													
CON AUDIFONO	Audifono A	R 1/4	I		72	32	22	24									
	máx.sal.: 1/2	R 1/4	D		72	28			68	20							
	tono: N-com: mín.		A/O														
	molde sec. skel.		LL						92	28	88	28					
	Audifono B	R 1/2	I					64	16								
	máx.sal.: 3/4	R 1/2	D					60	20								
	tono: N		A/O														
	molde sec. skel.		LL														
	Audifono C	R 1/4	I														
	máx.sal.: 1/2	R 1/4	D														
	tono: N-com: mín.		A/O														
	molde sec. skel.		LL														
			I														
			D														
			A/O														
			LL														
			I														
			D														
			A/O														
			LL														

Figura 7-13f

Se aconseja el uso del audifono A (retroauricular) en ambos oídos (equipamiento binaural), máxima salida: 1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen: 1/4, molde secreto skeleton de material blando.

C) CONTROL POSTEQUIPAMIENTO PROTESICO

I

Edad: 6 años

- **Audiometría tonal liminar:** técnica de adultos (Fig. 7-13g)

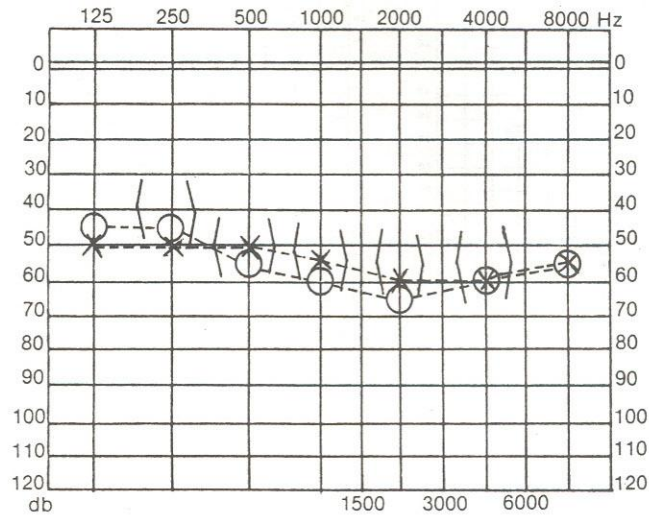


Figura 7-13g

- **Logoaudiometría:** por repetición, utilizando listas de palabras fáciles (Fig. 7-13h).

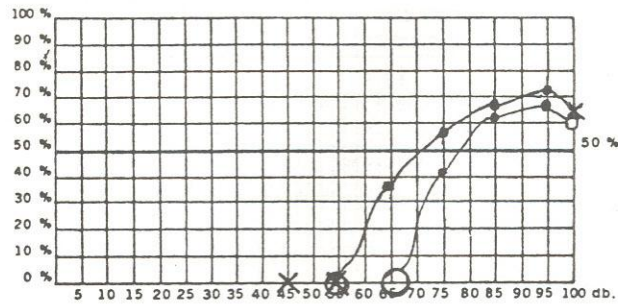


Figura 7-13h

• Control de los audífonos seleccionados:

a) En cámara sonoamortiguada a campo libre (Fig. 7-13i).

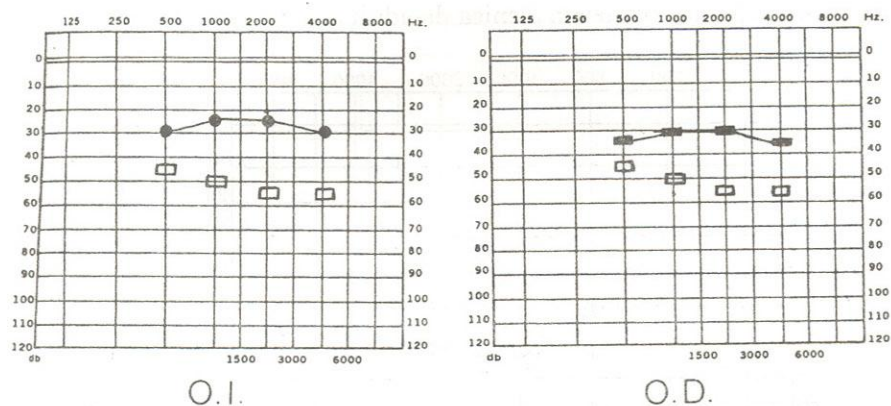


Figura 7-13i

Audífono A (retroauricular), máxima salida: -1/2, tono: N, compresión: mínima, volumen 1/4, molde secreto skeleton de material blando.

●● en oído izquierdo
■■ en oído derecho

b) En gabinete (Figura 7-13j).

		PORCENTAJE DE DISCRIMINACIÓN Y GANANCIA											
		EN AMBIENTE COMÚN SILENCIOSO						ENTRUDO DE FONDO					
		LA1	LA2	LA3	LA4	LB1	LB2	LB3	LB4	LC1	LC2	LC3	LC4
SIN AUDÍFONO	AUDICIÓN CON VOZ NATURAL A 1 METRO DE DISTANCIA	44	40	44	40								
	AUDICIÓN CON VOZ NATURAL A 3 A 5 METROS DE DISTANCIA												
	AUDICIÓN CON OÍDO OBTURADO												
	LECTURA LABIAL Y AUDICIÓN A 1 METRO DE DISTANCIA					60	64						
	LECTURA LABIAL Y AUDICIÓN A 3 A 5 METROS DE DISTANCIA												
CON AUDÍFONO	Audífono A	8	1/2	1		90	90	76	66				
	máx.sal.-1/2	D											
	topoif-com.saln.	AO											
	molde secreto	LL											
	Audífono A	1											
	máx.sal.-1/2	8 1/2	9	30	36	76	32						
	topoif-com.saln.	AO											
	molde secreto	LL											
		I											
		D											
		AO											
		LL											
		I											
		D											
		AO											
		LL											

Figura 7-13j

BIBLIOGRAFIA

- Jerger, J. (1979). **Ultimos avances en audiología**. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 1ª edición.
- Löwe, A. (1982). **Detección, diagnóstico y tratamiento temprano en los niños con problemas de audición**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Médica Panamericana, 2ª edición.
- Morgon, A.; Aimard, P. y Daudet, M. (1978). **Educación precoz del niño sordo**. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 1ª edición.
- Northern, J.L. y Downs, M.P. (1974). **Hearing in children**. Baltimore (EE.UU.): The Williams and Wilkins Company.
- Pollack, M.C. (1988). **Amplification for the Hearing Impaired**. Orlando (EE.UU.): Grune & Stratton, 3ª edición.
- Schwartzman, J. (1984). **Audiometría por respuestas eléctricas**. Buenos Aires (Argentina): C.T.M. Servicios Bibliográficos.
- Zubizarreta de Fernández, A. (1988). Conferencia: Métodos objetivos de Selección de audífonos. Pronunciada en la Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos, Buenos Aires, Argentina.
- Zubizarreta, M. (1983). Conferencia: "Desarrollo del mecanismo auditivo". Pronunciada en la Cátedra de O.R.L. del Hospital Ramos Mejía, Buenos Aires, Argentina.

VIII

METODOS OBJETIVOS DE SELECCION DE AUDIFONOS

Dr. Yankel Pasik

Dr. Enrique Jaime

Dr. Alberto Muñoz

Ing. Jaime Wainerman

Flga. Laura E. Abal de Cárrega

Flga. Mabel L. de Boffi

El resultado beneficioso del equipamiento de audífonos depende de diferentes aspectos, siendo el factor fundamental la relación entre las características de la hipoacusia del paciente y la habilidad y conocimiento del audioprotesista.

Los avances de la ingeniería electroacústica, dentro de los que la microminiaturización ocupa un lugar preponderante, ha llevado con rapidez y fiabilidad, hacia METODOS OBJETIVOS que permiten ser más precisos en la calidad y exactitud de la indicación de un audífono. Sin embargo, la sensación de confort que necesita lograr el paciente al usar el audífono, es un aspecto completamente subjetivo y no puede evaluarse objetivamente.

Por analogía con las pruebas audiológicas objetivas, se habla de selección objetiva de audífonos, cuando se emplean los mismos equipos de medición con fines protésicos. Cuanto más cerca se esté de la realidad de la percepción acústica del paciente hipoacúsico, mejores serán los resultados del equipamiento.

En algunos casos, sobre todo en niños muy pequeños donde no se obtienen resultados con los procedimientos subjetivos clásicos, estos métodos adquieren mayor importancia en la selección de audífonos.

Los procedimientos objetivos son:

I) Impedanciometría

II) Audiometría por respuestas eléctricas

III) Sistema computarizado analizador de la respuesta "IN SITU"

I) IMPEDANCIOMETRIA

Los tests de impedancia contribuyen al proceso de adaptación de audífonos, proporcionando mediciones cuantitativas que muestran el estado del sistema auditivo. Si los resultados obtenidos sugieren patología conductiva, coclear o retrococlear, diferirán las características electroacústicas del otoamplifono a seleccionar.

Las pruebas a seleccionar son las siguientes:

a) Timpanometría

Esta técnica permite evaluar el estado funcional del oído medio y hacer el diagnóstico diferencial de los componentes conductivos de la hipoacusia.

La determinación del volumen físico del conducto auditivo externo, entre el extremo de la sonda y la membrana timpánica, tiene especial significación para la adaptación de audífonos. Es importante para predecir el resultado de la amplificación (Northern, 1978).

El volumen físico del C.A.E. en los adultos oscila entre 1 y 1,4 cc, y en los niños entre 0,8 y 1 cc, pudiendo llegar hasta 0,5 cc. Como las especificaciones de los otoamplifonos se informan en dB referidos a una cavidad de 2 cc, o a una de 1,2 cc (Acoplador de Zwislocki), la respuesta del audífono variará significativamente. Con el acoplador de 2 cc, si el volumen de la cavidad se reduce a 1 cc la presión sonora aumenta 6 dB, y si se reduce a 0,5 cc aumenta 12 dB.

b) Mediciones del reflejo acústico

El umbral del reflejo acústico ha sido de interés particular por su uso como indicador de sobrecarga de intensidad. Su aplicación procede del trabajo de Metz (1946), quien sugirió que el reflejo acústico puede indicar la presencia de reclutamiento y que representa un límite superior del rango dinámico para amplificar.

Sin embargo, no se sabe exactamente cómo la actividad refleja se relaciona a la sonoridad subjetiva para largos períodos de tiempo, ni si las determinaciones de la ganancia y respuesta en frecuencia de las mediciones del reflejo, resultan en una aceptación y uso mayor del audífono; pero sí, los umbrales del reflejo han demostrado ser dignos de confianza y estables. Por lo tanto, si ellos se relacionan a valores subjetivos de sonoridad, de sobrecarga o a otros aspectos de la función auditiva, pueden ser usados en el proceso de adaptación.

El nivel de presión sonora de saturación, la ganancia y la respuesta en frecuencia son las mediciones electroacústicas importantes para la adaptación de audífonos.

1 - Nivel de presión sonora de saturación (SSPL):

Hay tres razones principales para limitar la salida de un audífono (McCandless y Keith, 1980):

- Prevenir la sensación subjetiva de incomodidad.
- Prevenir la sobrecarga fisiológica y la distorsión posible, porque provocaría al paciente equipado una mala discriminación.
- Prevenir el trauma acústico.

El procedimiento es el siguiente:

Se determina el umbral de reflejo acústico de las frecuencias 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz por medio de tonos puros o banda estrecha a campo libre. Se obtienen valores en HTL que se convierten a SPL, los que se utilizan para establecer el nivel de la máxima salida requerida.

La salida del audífono debe estar limitada a niveles por debajo de aquellos en los cuales el lenguaje y los sonidos normales del medio ambiente causan contracción muscular continua; pero debe permitir actividad refleja ocasional causada por picos de energía. Usando estímulo de tonos puros se debe ajustar el SSPL entre 300 y 3.000 Hz a niveles que apenas produzcan contracciones reflejas constantes, pero nunca a niveles que excedan los 10 dB por arriba de este punto (Mc Candless y Keith, 1980).

2 - Ganancia acústica:

El ajuste de la ganancia es más importante en niños que en adultos, ya que estos últimos pueden graduar el control de volumen a un nivel de audición confortable para cada situación.

Varios investigadores han informado sobre procedimientos clínicos para determinar la ganancia en los audífonos. El método generalmente usado es el siguiente:

Se coloca el audífono en el oído del paciente y la sonda del impedanciómetro en el oído opuesto. El parlante puede estar a 0,90° u otra posición según preferencia del examinador. El estímulo se presenta a campo libre (tono puro, banda estrecha o lenguaje) a 60 ó 70 dB y se va ajustando el volumen del audífono hasta que aparezca el reflejo por primera vez.

La ganancia debe ajustarse por debajo de ese nivel, evitando que los estímulos excedan el nivel de incomodidad del paciente.

3 - Respuesta en frecuencia:

El procedimiento está basado en estudios efectuados por Tonisson en 1975. Se realiza de la siguiente manera (Mc Candless y Keith, 1980):

Se coloca el paciente con el audífono y la sonda del impedanciómetro de la misma forma que para obtener la ganancia. Se determinan umbrales reflejos con y sin otoamplifono para las frecuencias 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz usando como estímulos tonos puros o banda estrecha a campo libre. La ganancia está dada por la diferencia en dB entre los umbrales del reflejo sin y con audífono (Fig. 8-1).

Se debe tener en cuenta que estos procedimientos son utilizables en los casos donde se pueden obtener los reflejos acústicos. Las limitaciones serían cuando existe un componente conductivo (el reflejo es abolido) y cuando hay pérdidas neurosensoriales profundas y algunos casos de pérdidas severas.

Jerger y colaboradores (1972) informaron sobre un significativo número de reflejos ausentes en pérdidas auditivas severas y profundas, determinando que los reflejos pueden ser obtenidos en sólo el 50% de los pacientes con pérdidas mayores de 85 dB HTL. Más alentador, sin embargo, en lo referente a la adaptación de audífonos, es que sólo el 10 a 15% de los pacientes con pérdidas auditivas neurosensoriales menores de 55 dB, muestran reflejos ausentes; teniendo los candidatos a usar audífonos pérdidas suaves o moderadas en su mayoría, los tests de impedancia pueden ser utilizados en alrededor del 80% de los pacientes.

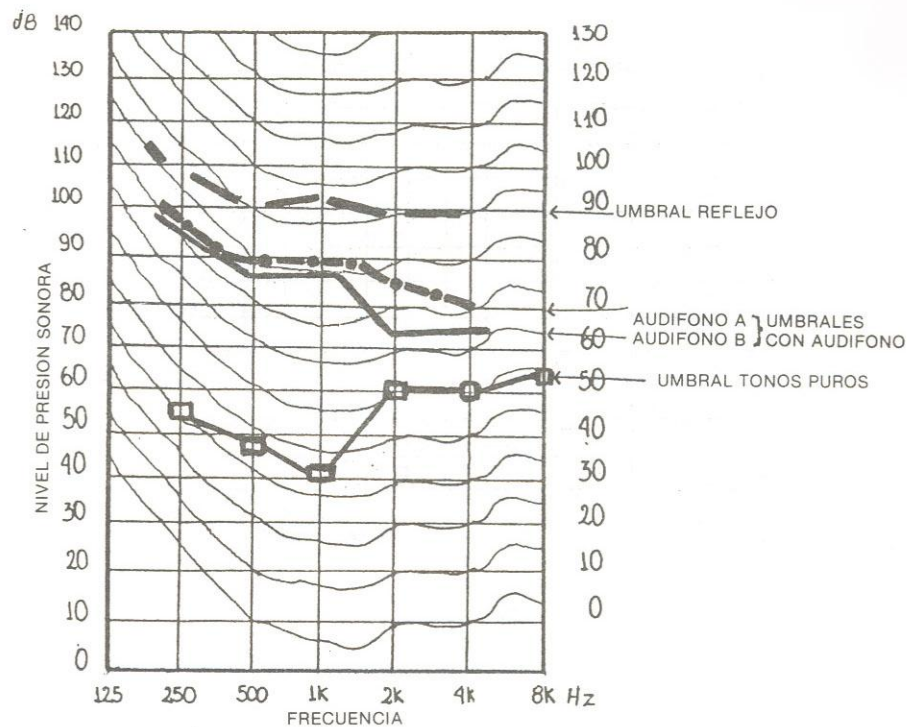


Figura 8-1: Comparación de la respuesta en frecuencia de dos audífonos basada en mediciones de umbrales reflejos con audífono. Las diferencias en la respuesta en frecuencia entre varios otoamplifonos se observan en los umbrales reflejos obtenidos con ellos. Notar que en este caso, el audífono B tiene más ganancia funcional a 2.000 Hz y 4.000 Hz que el A.

Se pueden presentar estas situaciones:

- Ausencia de reflejo sin y con audífono (en casos de hipoacusias conductivas uni o bilaterales y en neurosensoriales severas y profundas).
- Ausencia de reflejo sin audífono y presencia con audífono (en casos de hipoacusias neurosensoriales bilaterales, se puede pensar que hay audición por debajo del máximo rendimiento del audiómetro).
- Reflejo acústico presente sin y con otoamplifono (en los casos de hipoacusias neurosensoriales leves, moderadas y algunas severas).

Presentación de casos:

Nº 1:

(Fig. 8-2a; 8-2b; 8-2c; 8-2d y 8-2e)

Apellido y nombre: G.L.

Edad: 1 año 9 meses

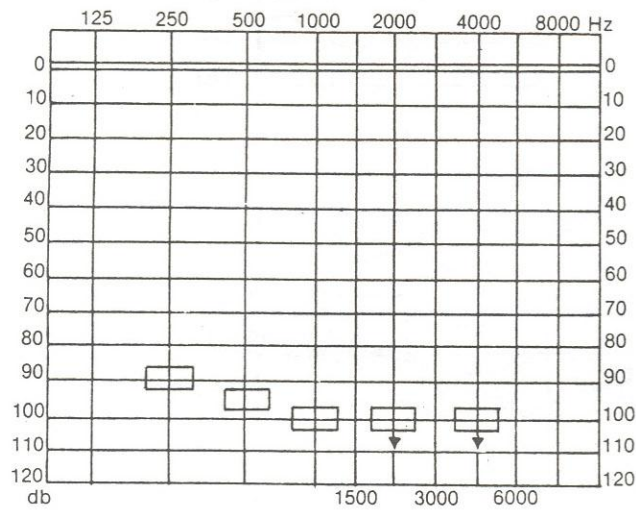


Figura 8-2a

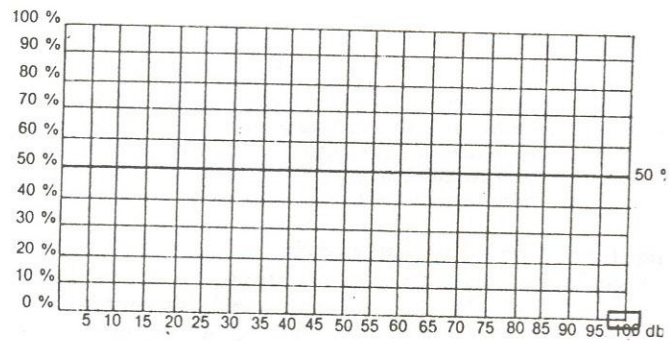


Figura 8-2b

Observaciones: umbral de voz a campo libre.

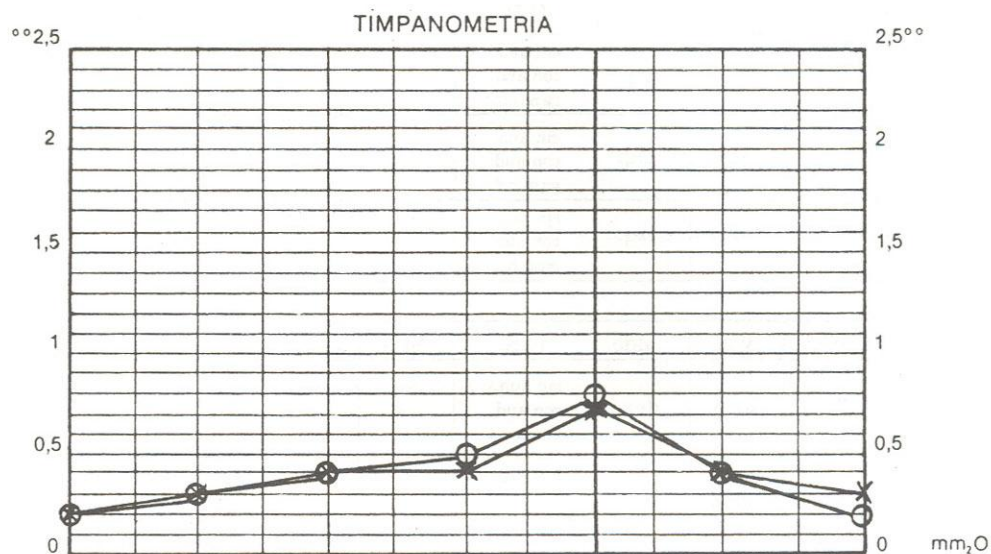


Figura 8-2c

**IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA
IPILATERAL**

Oído derecho				Oído izquierdo			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
90	—	—	250	90	—	—	
95	—	—	500	95	—	—	
100	—	—	1000	100	—	—	
			2000				
			4000				
			RB				

IMPEDANCIOMETRIA ESTATICA

Oído derecho		Oído izquierdo
0.2 c.c.	+ 200	0.3 c.c.
0.8 c.c.	C.M.	0.75 c.c.
0.6 c.c.	C.E.	0.45 c.c.
1718 Ohms	ZA	2291 Ohms

CONTRALATERAL

O/D EST. O/I IND				O/I EST O/D IND			
U'	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
90	—	—	250	90	—	—	
95	—	—	500	95	—	—	
100	—	—	1000	100	—	—	
			2000				
			4000				
			RB				

**REFLEX DECAY
CONTRA LATERAL**

	Oído derecho	Oído izquierdo
500		
1000		

Figura 8-2d

Selección de audífonos por impedanciometría

Audífono	vol.	oído	U.R.	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	4.000 Hz
"A"	+1/4	izq.	sin aud. con aud. ganancia	— — —	— — —	— — —	— — —
"B"	+1/4	izq.	sin aud. con aud. ganancia	— — —	— — —	— — —	— — —
"C"	+1/4	izq.	sin aud. con aud. ganancia	— — —	— — —	— — —	— — —

Audífono	vol.	oído	U.R.	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	4.000 Hz
"A"	+1/4	der.	sin aud. con aud. ganancia	— — —	— — —	— — —	— — —
"B"	+1/4	der.	sin aud. con aud. ganancia	— — —	— — —	— — —	— — —
"C"	+1/4	der.	sin aud. con aud. ganancia	— — —	— — —	— — —	— — —

Figura 8-2 e

Observaciones: Estímulo: tono puro a campo libre.No se obtienen datos que permitan equipar al paciente en base a esta prueba.

Nº 2

(Fig. 8-3a; 8-3b; 8-3c; 8-3d y 8-3e)

Apellido y Nombre: A.G.

Edad: 2 años 8 meses

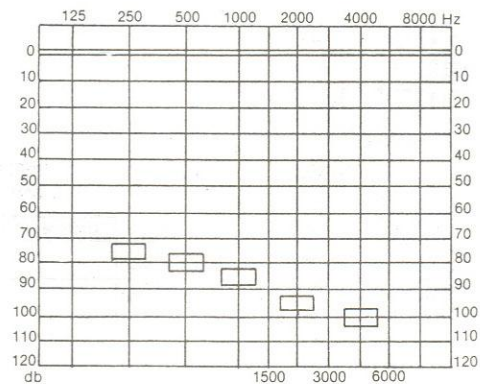


Figura 8-3a

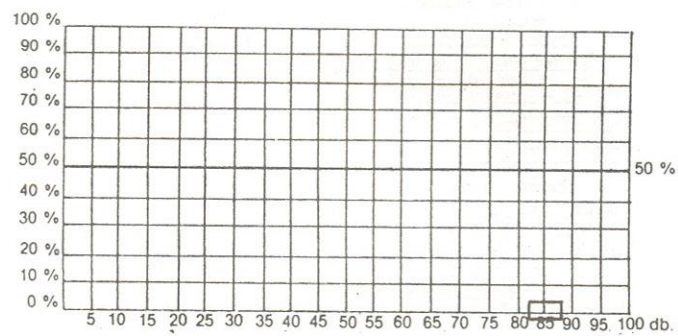


Figura 8-3b
Observaciones: umbral de voz a campo libre

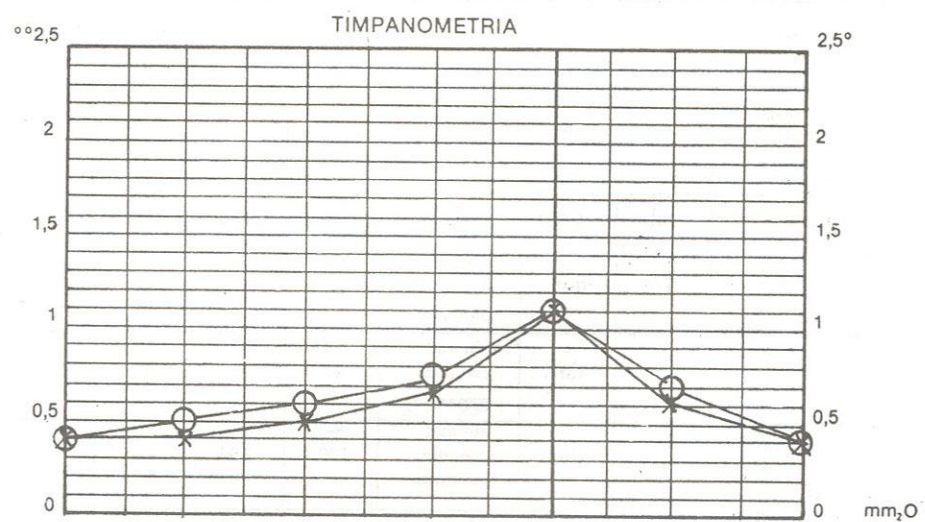


Figura 8-3c

IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA
IPSILATERAL

Oído derecho				Oído izquierdo			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
75	—	—	250	75	—	—	
80	—	—	500	80	—	—	
85	—	—	1000	85	—	—	
95	—	—	2000	95	—	—	
100	—	—	4000	100	—	—	
RB							

IMPEDANCIOMETRIA ESTATICA

Oído derecho		Oído izquierdo	
0.4 c.c.	+ 200	0.4 c.c.	
1.1 c.c.	C.M.	1.1 c.c.	
0.7 c.c.	C.E.	0.7 c.c.	
1473 Ohms	ZA	1473 Ohms	

CONTRALATERAL

O/D	EST.	O/I	IND.	O/I	EST.	O/D	IND.
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
75	—	—	250	75	—	—	
80	—	—	500	80	—	—	
85	—	—	1000	85	—	—	
95	—	—	2000	95	—	—	
100	—	—	4000	100	—	—	
RB							

REFLEX DECAY
CONTRA LATERAL

	Oído derecho	Oído izquierdo
500		
1000		

Figura 8-3d

Selección de audífonos por impedanciometría

Audífono	vol.	oído	U.R.	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	4.000 Hz
"A"	+1/4	izq.	sin aud.	—	—	—	—
			con aud.	90	100	—	—
			ganancia	—	—	—	—
"B"	+1/4	izq.	sin aud.	—	—	—	—
			con aud.	85	90	95	100
			ganancia	—	—	—	—
"C"	+1/4	izq.	sin aud.	—	—	—	—
			con aud.	100	110	—	—
			ganancia	—	—	—	—

Audífono	vol.	oído	U.R.	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	4.000 Hz
"A"	+1/4	der.	sin aud.	—	—	—	—
			con aud.	80	100	—	—
			ganancia	—	—	—	—
"B"	+1/4	der.	sin aud.	—	—	—	—
			con aud.	80	95	95	100
			ganancia	—	—	—	—
"C"	+1/4	der.	sin aud.	—	—	—	—
			con aud.	100	105	—	—
			ganancia	—	—	—	—

Figura 8-3e

Observaciones: Estímulo: tono puro a campo libre. Se obtuvo mejor respuesta en frecuencia con el audífono "B" retroauricular, en ambos oídos.
Tono: N - Ganancia: máxima - Máxima Salida: máxima - Compresión: mínima - volumen: + 1/4 - Molde: shell

Nº 3

(Fig. 8-4a; 8-4b; 8-4c; 8-4d y 8-4e)

Apellido y Nombre: G.D.

Edad: 3 años 2 meses

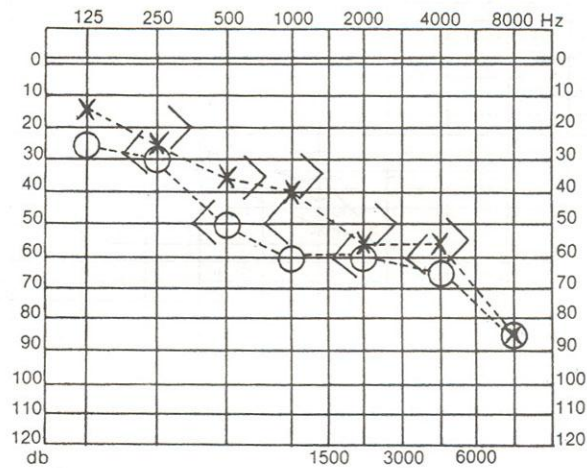


Figura 8-4a

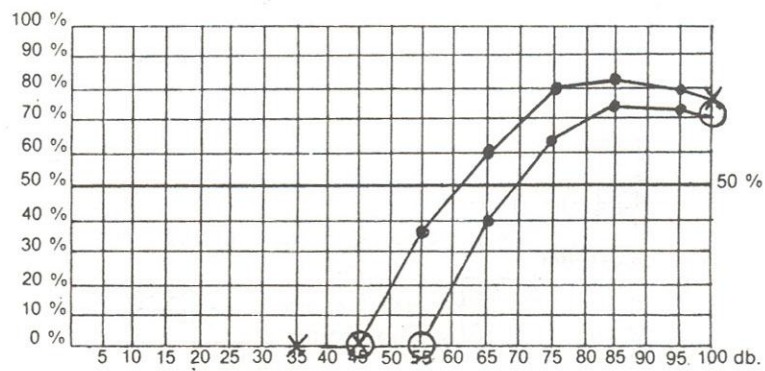


Figura 8-4b

Observaciones: Logaudiometría por señalamiento.
Listas de palabras extraídas del vocabulario del niño.

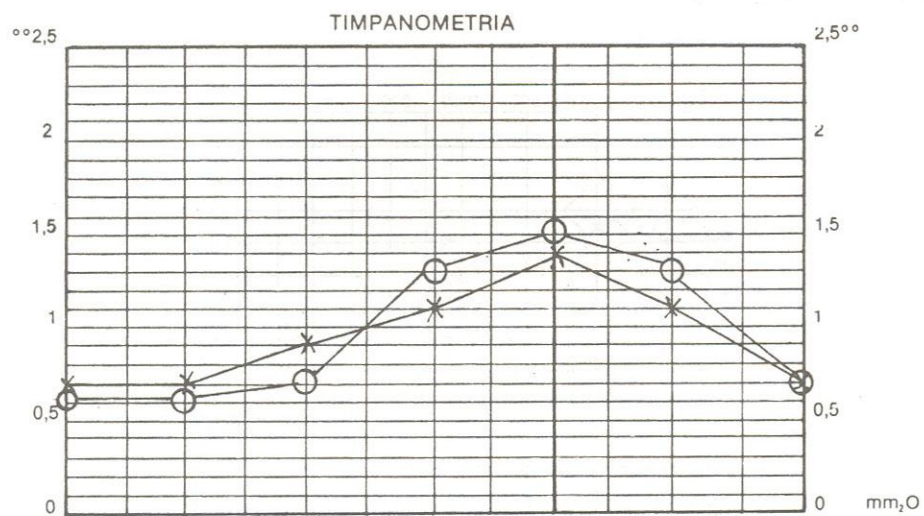


Figura 8-4c

**IMPEDANCIOMETRIA DINAMICA
IPSI LATERAL**

Oído derecho				Oído izquierdo			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
30	—	—	250	25	—	—	
50	115	65	500	35	100	75	
60	125	65	1000	40	105	65	
60	125	65	2000	55	105	50	
65	—	—	4000	55	—	—	
RB							

IMPEDANCIOMETRIA ESTATICA

Oído derecho		Oído izquierdo
0.7 c.c.	+ 200	0.7 c.c.
1.5 c.c.	C.M.	1.4 c.c.
0.8 c.c.	C.E.	0.7 c.c.
1.289 Ohms	ZA	1.473 Ohms

CONTRALATERAL

O/D EST. O/I IND				O/I EST O/D IND			
U	UR	Is/U	Frec.	U	UR	Is/U	
30	125	95	250	25	105	80	
50	125	75	500	35	110	75	
60	120	60	1000	40	100	60	
60	120	60	2000	55	100	45	
65	—	—	4000	55	105	50	
RB							

**REFLEX DECAY
CONTRA LATERAL**

	Oído derecho	Oído izquierdo
500		
1000		

Figura 8-4d

Selección de audífonos por impedanciometría

Audífono	vol.	oído	U.R.	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	4.000 Hz
"A"	+1/4	izq.	sin aud.	100	95	95	100
			con aud.	95	80	80	85
			ganancia	5	15	15	15
"B"	+1/4	izq.	sin aud.	100	95	95	100
			con aud.	95	85	80	95
			ganancia	5	10	15	5
"C"	+1/4	izq.	sin aud.	100	95	95	100
			con aud.	95	85	85	100
			ganancia	5	10	10	—

Fig. 8-4e

Observaciones: Estímulo utilizado: tono puro a campo libre. Se obtuvo mejor respuesta en frecuencia con el audífono "A" retroauricular, en oído izquierdo. Tono: H Ganancia: 1/2 Máxima Salida: 1/2 Compresión: mínima Volumen: 1/4 Molde: skeleton con ventilación paralela de 1,6 mm y cámara.

II - SELECCION DE OTOAMPLIFONOS UTILIZANDO AUDIOMETRIA POR RESPUESTAS ELECTRICAS

Se considera al BERA como un importante método complementario dentro de la batería audiológica existente para la determinación de umbrales de audición en niños de muy corta edad, ya que a partir de los 12 meses aproximadamente y según los casos, se suelen condicionar a diferentes pruebas, pudiendo prescindir del estudio de respuestas eléctricas, enfocado hacia el equipamiento protésico.

La mayoría de los casos reportados de equipamiento por BERA, corresponden a niños en los primeros meses de vida, en los cuales es muy dificultoso usar los métodos clásicos de selección de audífonos.

Se pasan a describir dos métodos de selección de audífonos por respuestas eléctricas.

a) Es el corrientemente usado, que consiste en comparar la intensidad de la onda V en el BERA Audiológico (umbrales de audición), y en el BERA con un audífono acoplado.

Ejemplo:

- Sin audífono aparece onda V a 90 dB 8 ms.
- Con audífono aparece onda V a 30 dB 7,3 ms.

Se completa este estudio con impedanciometría, tratando que la amplificación sea máxima, sin provocar la contracción del músculo estapedio.

b) El método propuesto por J. Kiebling (1982) que se basa en las dificultades en la calibración de los controles de compresión mediante BERA (Levillian, 1979).

La compresión no puede controlarse por BERA porque el estímulo acústico tiene una duración menor (≤ 1 ms) que las constantes del tiempo de compresión (>3 ms) de los audífonos con control automático de ganancia.

Es éste un procedimiento para determinar las propiedades del audífono, para audición individual, por aplicación de las funciones Intensidad-Amplitud normales y patológicas.

El método parte básicamente de la premisa, ya comprobada, de la existencia de cierta correlación entre la intensidad del estímulo y la amplitud de onda V, en normoyentes.

Todos los resultados de los pacientes normales se resumieron en una curva promedio de amplitudes de onda V e intensidades (HL) de los estímulos acústicos aplicados, según se observa en la fig. 8-5, donde también indican las dispersiones producidas. Esta curva sirve como punto de partida para la selección de audífonos.

Cuando se impone probar audífonos con compresión, ésta no puede actuar por efecto de los estímulos del BERA, por ser éstos de mucha menor duración que las constantes de tiempo de los circuitos de compresión de los audífonos. Es bajo esta circunstancia que han desarrollado un método indirecto de selección, que permite determinar por cálculo, los parámetros más importantes que definen el tipo de audífono, ganancia media y factor de compresión. En la fig. 8-6a y 8-6b conjuntamente con el BERA normal, se reprodujo el BERA de un oído patológico, relacionando amplitudes (nV) de la onda V, e intensidades en dB (HL).

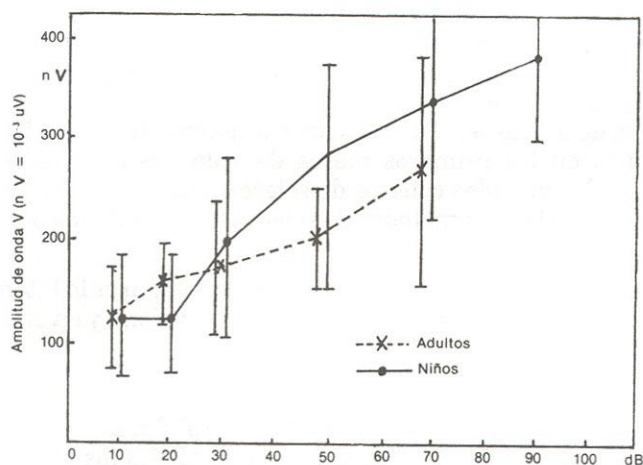


Figura 8-5 = *Función Intensidad-Amplitud de potenciales BERA de onda V. Valores medios y desviación standard para 20 adultos y 17 niños con audición normal*

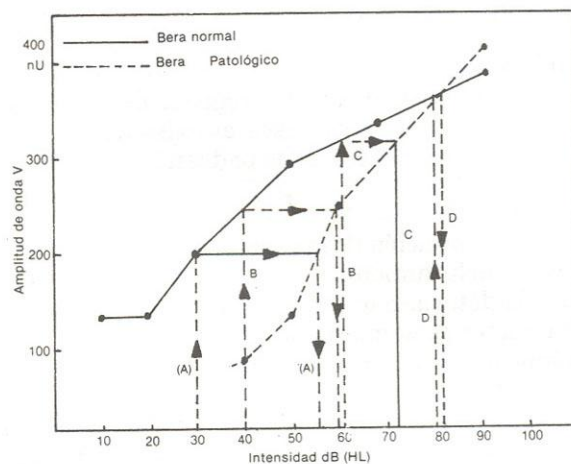


Figura 8-6a = Función Intensidad-Amplitud de potenciales BERA de onda V, comparando un BERA normal y un BERA con hipoacusia neurosensorial

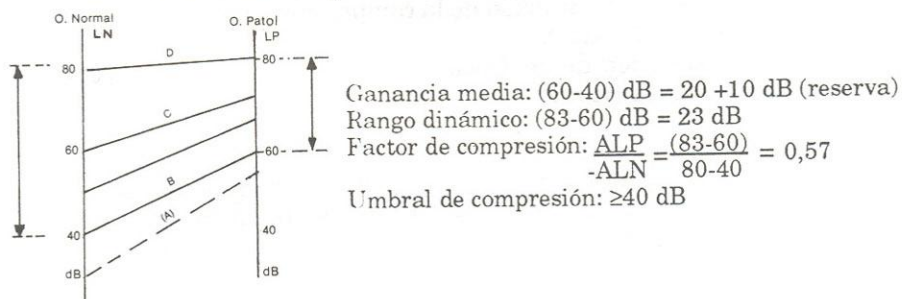


Figura 8-6b = Determinación de las propiedades del audífono en base a la figura anterior

La tabla siguiente muestra, en forma sencilla, la correlación entre estímulo y amplitud de la onda V, en oídos normales e hipoacúsicos. De esta tabla y de la fig. 8-6b se calculan: ganancia media, rango dinámico y factor de compresión.

ESTIMULO (d BHL)	AMPLITUD ONDA V (nV)	ESTIMULO (d BHL)
40	240	60 trazo B
60	300	72 trazo C
80	370	82 trazo B
OIDO NORMAL		OIDO PATOLOGICO

Este ejemplo es típico de una hipoacusia neurosensorial con reclutamiento.

El adelanto individual se evalúa por un programa de seguimiento que incluye audiometría, logaudiometría y/o registro del reflejo acústico con audífono si es factible; en algunos casos el éxito del equipamiento es evaluado por un cuestionario hecho a los padres.

Ventajas de este método:

- 1) Aplicación para la evaluación de la percepción sonora en el rango dinámico de audición (reclutamiento).
- 2) Aplicación para la determinación de las propiedades básicas del audífono (ganancia, factor de compresión, etc).
- 3) Aplicación en hipoacusias de conducción (contrariamente con los métodos de reflejo acústico).
- 4) Aplicación en sujetos no cooperadores, aún en sueño, sedación o anestesia, sin influencia de la edad (contrariamente al BERA).

Desventajas del método:

- 1) En casos de hipoacusia severa.
- 2) No hay control de la calibración de la compresión, en audífonos hechos a medida (personalizados).
- 3) No hay compensación de las frecuencias específicas de la hipoacusia (salvo usando tonos Burst).

Al comparar las ventajas y desventajas, dominan obviamente las primeras. En estos términos el BERA ha probado ser un instrumento usable en la evaluación clínica del audífono, especialmente en los casos que no muestran reflejo acústico, así como también en oídos que reclutan.

III - SISTEMA COMPUTARIZADO ANALIZADOR DE LA RESPUESTA DEL AUDIFONO "IN SITU" ("IN VIVO")

El campo de la selección de audífonos se halla en pleno desarrollo, paralelamente a la evolución y perfeccionamiento electroacústico de los mismos.

Las primeras mediciones de audífonos se realizaron en los años 40 con el oído artificial, utilizando un acoplador de 2cc de paredes duras, que todavía está en uso (Fig. 8-7). Se eligió el volumen de 2cc porque se consideraba que el conducto auditivo externo sin ocluir contenía aproximadamente 4cc de aire, y con un molde standard se reducía a 2cc. Este acoplador, introducido por Romanow, no puede considerarse un simulador real de oído pues la curva de respuesta obtenida no se correlaciona con la respuesta en el oído. Sólo sirve para verificar que el sistema de amplificación enviado por los fabricantes está dentro de las especificaciones.

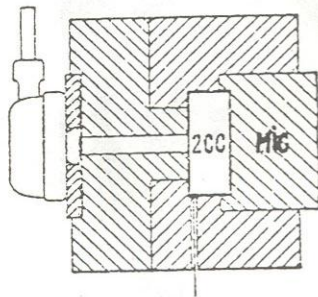


Figura 8-7 = Acoplador de 2cc

La insatisfacción general de estas mediciones llevó a Zwislocki, en 1970, a desarrollar un puente acústico más aproximado a la realidad. Este acoplador (llamado acoplador de Zwislocki o acoplador 711) reproduce la impedancia del tímpano de un oído adulto típico y su volumen es similar al que queda cuando se ocluye el conducto auditivo externo con un molde (1,2 cc).

En 1972 Knowles Electronics, reconociendo las limitaciones todavía existentes, desarrolló un maniquí antropométrico llamado KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research), que consiste en una cabeza y torso humano con las dimensiones de un adulto promedio, incluyendo pabellón y conducto auditivo, en cuyo extremo, a nivel timpánico, se sitúa el puente acústico de Zwislocki (Fig. 8-8 y 8-9).

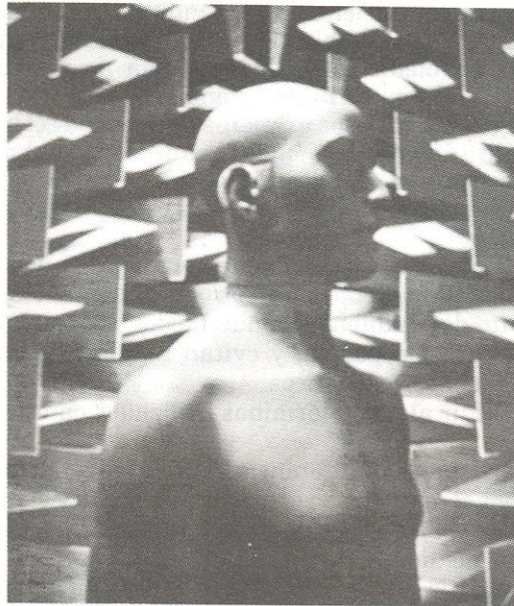


Figura 8-8 = Maniquí KEMAR

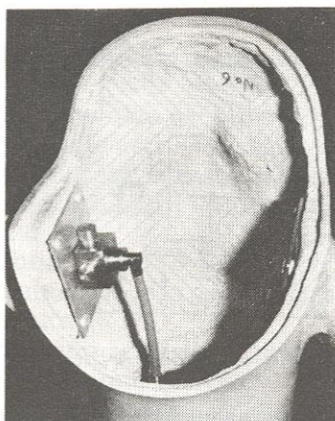


Figura 8-9 = KEMAR con la parte superior de la cabeza quitada, para observar la ubicación del acoplador de Zwischlocki

Con la ayuda del KEMAR es posible obtener valoraciones objetivas que tienen en cuenta la resonancia del conducto auditivo externo y los efectos de difracción de la cabeza y torso. Debe ser utilizado en una cámara anecoica. Pero si bien es una aproximación importante a las medidas reales, no valora las diferencias de un individuo a otro.

En los últimos años el mayor uso de modificaciones en los moldes (ventilaciones, cámaras, bocinas y filtros) para variar la señal acústica, ha aumentado enormemente la necesidad de mediciones del rendimiento del audífono en el C.A.E. del paciente. Estas mediciones reflejan no sólo la salida del otoamplifono sino también las características de impedancia del oído. Las técnicas de medición de la ganancia de inserción dan una oportunidad de examinar estas interacciones.

En 1980 Harford fue uno de los primeros en proponer el uso de mediciones de oído real para la verificación del rendimiento del audífono en el paciente. Posteriormente se introdujeron varios sistemas de micrófonos de prueba que utilizaban un micrófono de electreto sub-miniaturizado y un tubo de silicona blanda.

La técnica utilizada en estos sistemas es segura, no invasiva, confiable, rápida y proporciona un método objetivo relativamente simple para verificar el rendimiento del audífono. Siendo mediciones puramente físicas, requieren sólo cooperación pasiva, y evitan algunas de las dificultades asociadas con los tests psicoacústicos.

Es necesario definir algunos términos utilizados en estas mediciones:

Respuesta in situ: Es la diferencia entre el nivel de presión sonora (SPL) producido por el audífono en el oído del paciente y el nivel de presión sonora que existe en un punto definido de un campo libre sin la presencia del sujeto. Es una medida absoluta de la respuesta total del audífono, incluyendo los efectos de la anatomía del oído y de la difracción de la cabeza y cuerpo (Pollack, 1988), (Fig. 8-10).

Respuesta en conducto libre: El oído posee debido a su conformación anatómica (forma del pabellón y diámetro y profundidad del conducto auditivo externo) una amplificación natural o resonancia entre las frecuencias 2.000 y 4.000 Hz, que alcanza aproximadamente 17 dB a 2.700-2.800 Hz con incidencia frontal. Cada paciente tiene una característica propia de resonancia de su C.A.E. que puede afectar significativamente la amplificación (Libby, 1985), (Fig. 8-10).

Ganancia de inserción, etimológica u ortotelefónica: es la diferencia entre el nivel de presión sonora cerca del tímpano con y sin audífono. Se obtiene de la diferencia entre la respuesta in situ y la respuesta en conducto libre (Libby, 1985 y 1988).

La curva de ganancia de inserción es la verdadera respuesta del sistema audífono-molde en el C.A.E. del paciente (Fig. 8-10).

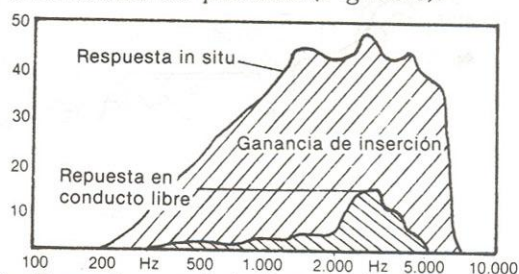


Figura 8-10 = Respuesta en conducto libre e in situ. Ganancia de inserción

Ganancia funcional: es la diferencia entre los umbrales de audición tomados a campo libre con y sin audífono. Representa la ganancia de inserción subjetiva del paciente.

Pérdida de inserción: es la pérdida producida por la oclusión del molde que modifica la resonancia natural del conducto. Debe ser restada de la respuesta in situ para obtener la ganancia de inserción o ganancia real del oído (Libby, 1985), (Fig. 8-11).

Cuanto mayor es esta pérdida, mayor es la necesidad de compensarla al calcular la ganancia de inserción apropiada para determinada pérdida auditiva.

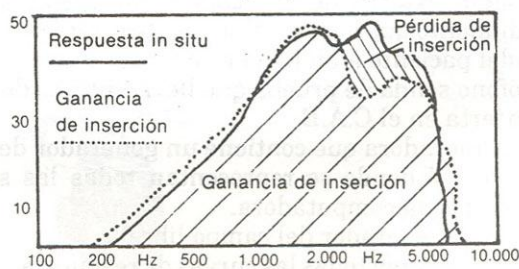


Figura 8-11 = Pérdida de inserción

En la figura 8-12 se esquematizan los cambios acústicos producidos por el uso del audífono (Microsonic Inc, 1986):

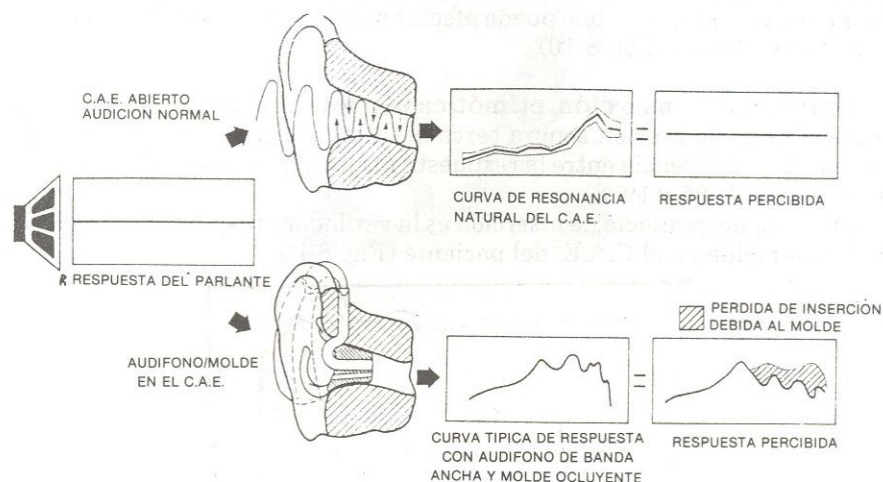


Figura 8-12 = Cambios acústicos producidos por el uso del audífono

Existen diferentes fábricas que disponen de “Sistemas computarizados analizadores de la respuesta del audífono in situ”, llamados también “Sistemas de Medición de micrófono sonda de prueba”: Rastronics, Madsen Electronics, Acoustimed Inc., Bruel and Kjaer, etc.

Elementos constitutivos del sistema (Fig. 8-13):

- 1) Cápsula con dos micrófonos:
 - a) un micrófono exterior de referencia, conectado a un compresor de alto rendimiento que hace posible mantener la presión sonora cerca del oído del paciente a un nivel constante.
 - b) un micrófono sonda de prueba que lleva un tubo de silicona blanda que se inserta en el C.A.E.
- 2) Unidad computadora que contiene un generador de frecuencias.
- 3) Monitor de TV donde se representan todas las señales que son procesadas por la computadora.
- 4) Altoparlante (generador del campo libre)
- 5) Impresora que copia todas las curvas de respuesta que se visualizan en el monitor.
- 6) Auriculares que permiten escuchar y juzgar la calidad del sonido que llega al oído del paciente.

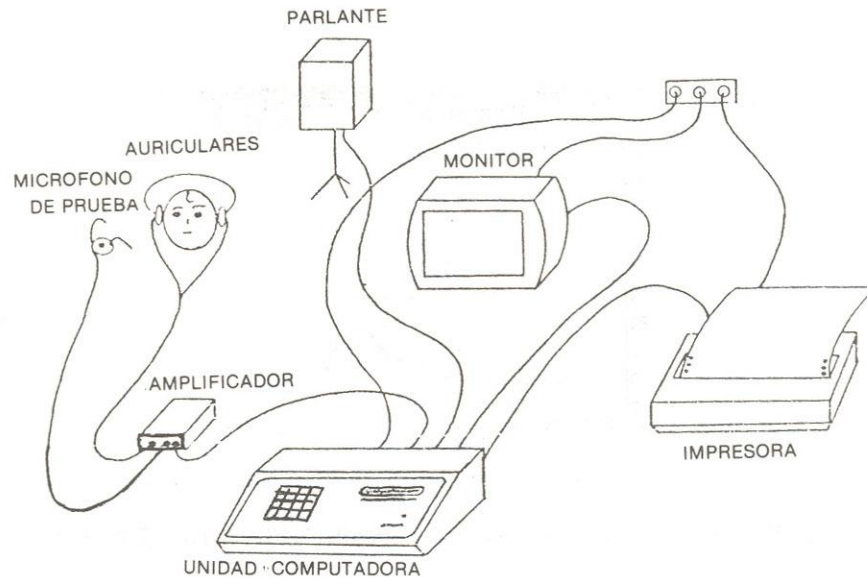


Figura 8-13 = Diagrama esquemático del "Sistema computarizado analizador de la respuesta del audífono in situ"

Aplicaciones prácticas

- 1) Determinación de la resonancia natural del C.A.E. del paciente (Fig. 8-14 y 8-15).

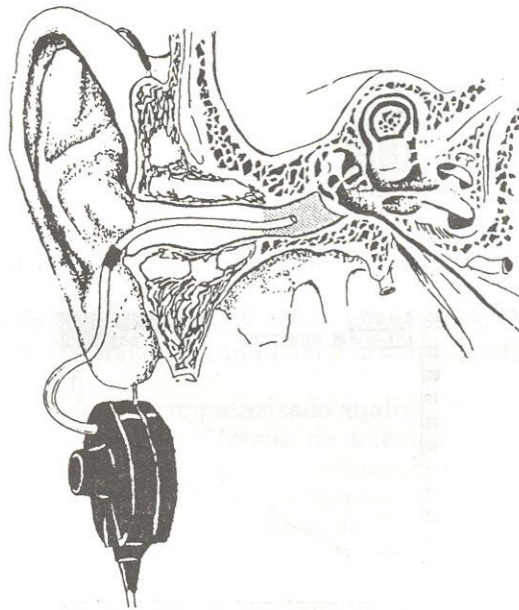


Figura 8-14 = Ubicación del micrófono sonda

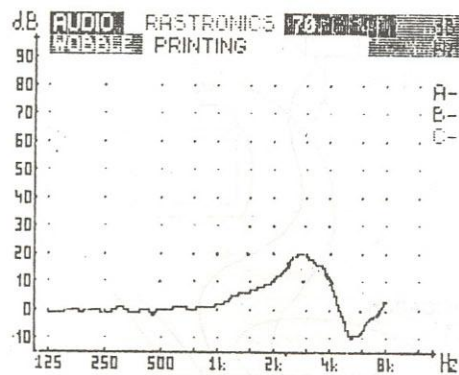


Fig. 8-15 = Curva de resonancia natural del C.A.E.

2) Determinación de la respuesta "in situ" (Fig. 8-16 y 8-17).

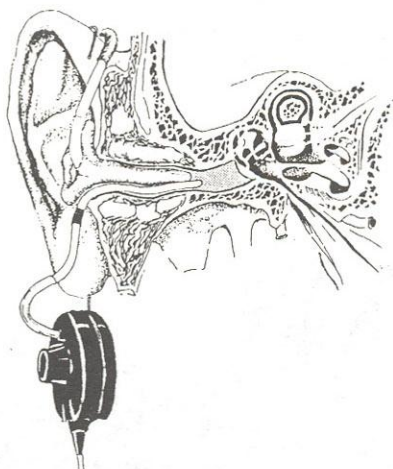


Figura 8-16 = Ubicación del micrófono sonda y el sistema audífono-molde

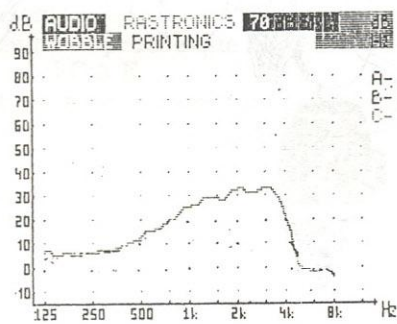


Figura 8-17 = Respuesta in situ

3) Determinación de la ganancia de inserción (Fig. 8-18).

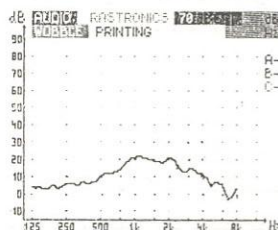


Figura 8-18 = Ganancia de inserción

4) Visualización de las variaciones obtenidas en la respuesta en frecuencia del audífono, mediante las diferentes calibraciones y tipos de moldes empleados. La curva de respuesta obtenida debe coincidir con la ganancia de inserción requerida, calculada en base al método prescriptivo elegido. La ganancia deseada raramente se obtiene a 3.000 Hz y 4.000 Hz (Fig. 8-19).

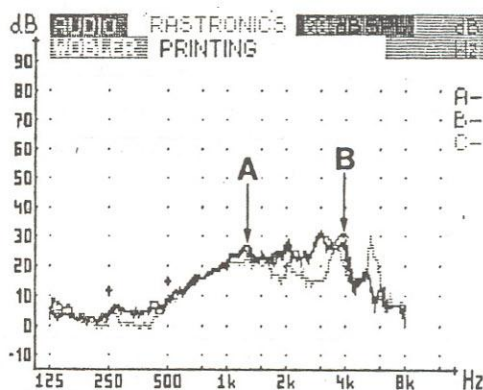


Figura 8-19 = Ganancia de inserción luego de ajustes en el sistema audífono / molde

5) Monitoreo de la señal en el tímpano del paciente. De esta forma se puede controlar la distorsión del audífono y la calidad sonora.

En síntesis, el "Sistema computarizado analizador de la respuesta del audífono in situ (in vivo)" o "Método de micrófono sonda de prueba" introduce una nueva dimensión en la investigación audiológica, y conduce a mejorar la calidad y eficacia del equipamiento protésico. Los resultados obtenidos deben corroborarse con pruebas de discriminación.

Presentación de casos:

Nº 1: Fig. 8-20a y 8-20b

Nº 2: Fig. 8-21a y 8-21b

Nº 1
 Apellido y nombre: O.M.
 Edad: 61 años

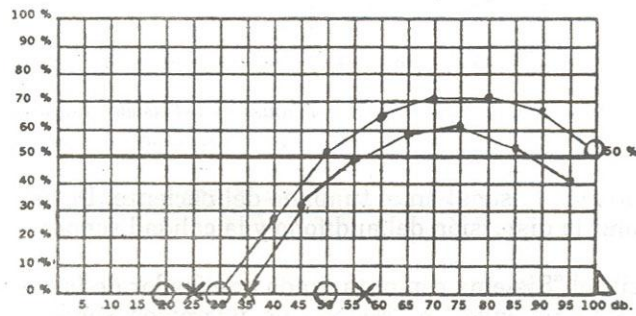
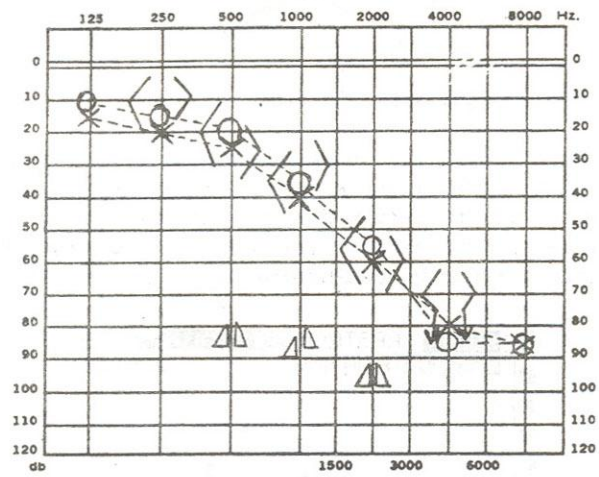
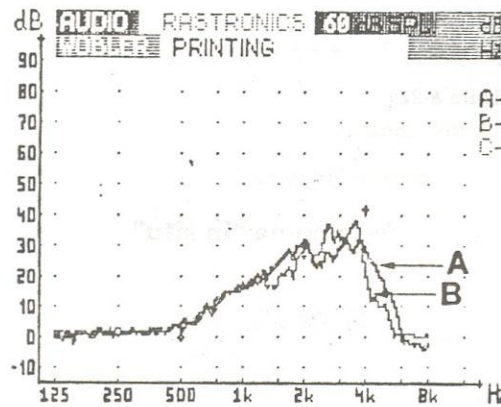


Figura 8-20a

Medición de la respuesta en frecuencia "in situ" (Rastronics CCI-10)



Observaciones :

A: audífono retroauricular, máx. salida: 1/2, tono: H
molde abierto, vol.: 1/4, oído derecho

Discriminación: 56%

B: audífono retroauricular, máx. salida: 1/2, tono: H
ganancia: 1/2, molde skeleton con ventilación paralela de 2 mm, vol.: 1/4, oído derecho

Discriminación: 72%

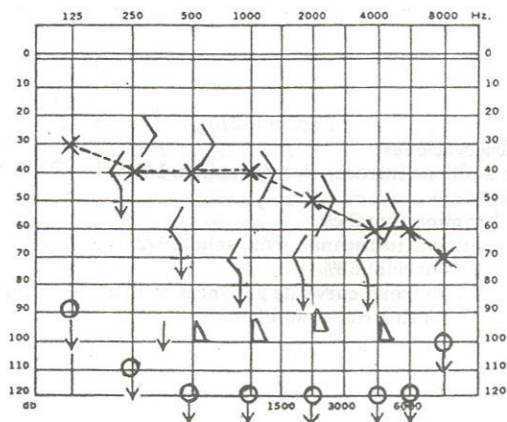
Se obtuvo mejor curva de ganancia de inserción y mayor discriminación con el audífono B

Figura 8-20b

Nº 2

Apellido y nombre I.S.

Edad: 54 años



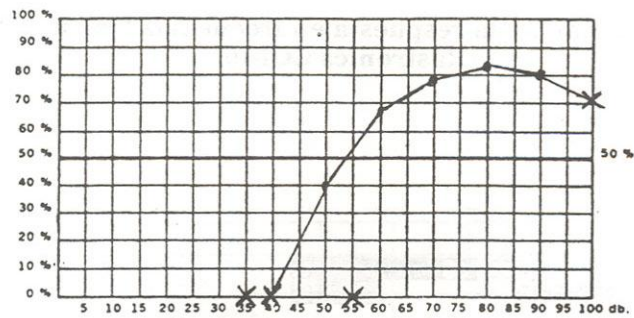


Figura 8-21a

Medición de la respuesta en frecuencia "in situ" (Rastronics CCI-10)

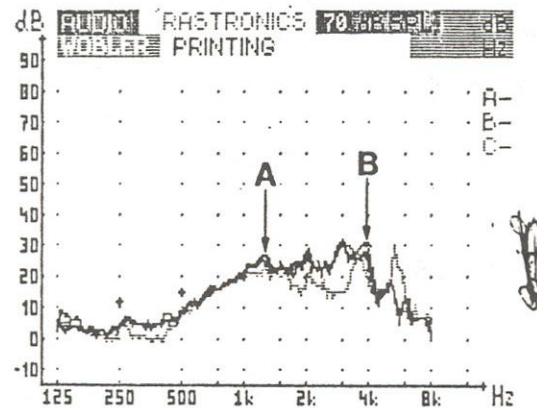


Figura 8-21b

Observaciones:

A: audífono intracanal, máx. salida: 1/2, vol.: 1/2, tono: N oído izquierdo

Discriminación: 84%

B: audífono intracanal, máx. salida: 1/2, vol.: 1/2, oído izquierdo

Discriminación: 68%

Se obtuvo mejor curva de ganancia de inserción y mayor discriminación con el audífono A

BIBLIOGRAFIA

- Cox, C. y Metz, D. (1980). ABER in the prescription of hearing aids. **Hearing Instruments**, vol. 31, n° 9: 12-13.
- Flores, Z. (1985). Real ear measurements: Where are we today? **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 41-42.
- Hawkins, D. (1988). Some opinions concerning real ear probe tube measurements. **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 28-50.
- Jablin, M. (1984). Computer - Based Insertion - Gain measurements: a reality. **The Hearing Journal**, n° 37: 13-16.
- Jelonek, S. (1988). Practical in-office applications for probe microphone systems. **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 30-35 y 60.
- Jerger, J. (1970). Clinical experience with impedance audiometry. **Archives of Otolaryngology**, 92: 311-324.
- Kiebling, J. (1982). Hearing aid selection by brainstem audiometry. **Scandinavian Audiology**, vol. 11, n° 4.
- Libby, E. R. (1984). A step closer to reality. **Hearing Instruments**, vol. 35, n° 1: 18.
- Libby, E. R. (1985). State-of-the-art of hearing aid selection procedures. **Hearing Instruments**, vol. 36, n° 1: 30-34.
- Libby, E. R. (1986). Libby's response to Lyregaard. **Hearing Instruments**, vol. 37, n° 11: 41-43.
- Libby, E. R. (1988). Hearing aid selection strategies and probe tube microphone measures. **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 10-15.
- Mc. Candless, G. y Keith, R. (1980). The use of impedance measures in hearing aid fitting. En Northern, J.L.: **Clinical Impedance Audiometry**. Massachusetts (EE.UU.): American Electromedic Corporation, 2ª edición: 202-215.
- Microsonic, Inc. (1986). **Custom Earmold Manual**. Ambridge, PA (EE.UU.): 4ª edición revisada.
- Nielsen, H.B. (1984). Evaluation of hearing aid amplification by listening to the test signal at the eardrum. **Hearing Instruments**, vol. 35, n° 1: 18-20.
- Nielsen, H.B. (1984). Hearing aid fitting on the basis of insertion gain measurements. Copenhagen (Dinamarca): Department of Audiology Bispebjerg Hospital.
- Northern, J.L. (1976). **Hearing disorders**. Boston (EE.UU.): Ed. Little, Brown and Company.
- Pasik, Y. y cols (1985). Métodos objetivos para la Selección de Audífonos. Trabajo presentado en la II Cátedra de O.R.L. de la Facultad de Medicina de la UBA, Buenos Aires, Argentina.
- Pollack, M.C. (1988). **Amplification for the Hearing Impaired**. Orlando (EE.UU.): Grune & Stratton, 3ª edición.
- Preves, D. y Sullivan, R. (1987). Sound field qualization for real ear measurements with probe microphones. **Hearing Instruments**, vol. 38, n° 1: 20-23 y 61-64.
- Rasmussen, S. (1984). How insertion gain measurement can take the guesswork out of hearing aid fittings. **Hearing Instruments**, vol. 34, n° 1: 20-21.
- Schwartzman, J.A. (1984). **Audiometría por respuestas eléctricas**. Buenos Aires (Argentina): C.T.M. Servicios Bibliográficos S.A.
- Seewald, R. (1988). The desired sensation level approach for children: Selection and verification. **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 18-20.
- Sullivan, R. (1988). Probe tube microphone placement near the tympanic membrane. **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 43-44 y 60.
- Trede, K. (1988). Real ear measurements: individualizing fittings. **Hearing Instruments**, vol. 39, n° 7: 6-8 y 50.

IX

METODOS PRESCRIPTIVOS DE SELECCION DE AUDIFONOS

Flga. Mabel L. de Boffi

Flga. Laura E. Abal de Cárrega

En los últimos años han tomado auge los métodos prescriptivos que permiten especificar las características electroacústicas necesarias del audífono, sobre la base de los datos audiológicos del paciente. Es necesario conocer la relación entre el rendimiento electroacústico del audífono y su rendimiento en el "oído real" del paciente, es decir cuál es la respuesta del audífono acoplado a un molde exacto y usado sobre el oído del paciente.

La meta de la prescripción es delinear en términos prácticos una correcta adaptación, ya que para una pérdida auditiva concreta, solamente una serie de características de amplificación proporcionará una óptima inteligibilidad del lenguaje en el entorno habitual del paciente.

Los métodos prescriptivos de selección se basan en principios científicos, la prescripción misma es objetiva, y los resultados pueden ser verificables. Sin embargo existen en la actualidad una gran diversidad de métodos, y queda a decisión de la fonoaudióloga la elección del método que le brinde mayor efectividad.

REGLA DE LA MITAD DE LA GANANCIA

En 1953 S. F. Lybarger publicó un procedimiento prescriptivo conocido con el nombre de "Regla de la mitad de la ganancia".

La amplificación requerida equivale a la mitad del promedio de la pérdida auditiva en las frecuencias 500, 1.000 y 2.000 Hz. Por ejemplo: un paciente con una pérdida auditiva promedio de 70 dB necesitará una ganancia de alrededor de 35 dB.

Esta fórmula está referida a pérdidas neurosensoriales que requieren equipamiento monoaural por vía aérea. Las pérdidas con componente conductivo necesitan una ganancia algo mayor: se agrega 1/4 de la diferencia ósteo-aérea.

$$\frac{V.A.}{2} + \frac{V.A. - V.O.}{4} + 5 \text{ dB}$$

El valor + 5 es una constante que varía a -10 en el equipamiento binaural; para la ganancia de reserva se agregan 15 dB (Berger, 1988).

METODO BERGER

En 1976 K. W. Berger (1986, 1988 y 1988) desarrolló un método que es

una modificación del trabajo de Lybarger. Consta de tres etapas:

- I) Cálculo de las características electroacústicas requeridas
- II) Utilización de la prescripción
- III) Evaluación después de la adaptación

I) CALCULO DE LAS CARACTERISTICAS ELECTROACUSTICAS REQUERIDAS

Comprende dos partes:

- A) cálculo de la ganancia-respuesta en frecuencia
- B) cálculo del nivel de presión sonora de saturación

A) Ganancia-respuesta en frecuencia

1- Determinación de la ganancia operacional

La ganancia operacional u operativa (también llamada ganancia preferida, de uso o efectiva) es el valor de ganancia que elige el paciente en su medio ambiente.

La fórmula para pérdidas neurosensoriales basada en el audiograma de tonos puros por vía aérea es:

$\frac{\text{HTL a 500 Hz}}{2}$	$\frac{\text{HTL a 1.000 Hz}}{1,6}$	$\frac{\text{HTL a 2.000 Hz}}{1,5}$
$\frac{\text{HTL a 3.000 Hz}}{1,7}$	$\frac{\text{HTL a 4.000 Hz}}{1,9}$	$\frac{\text{HTL a 6.000 Hz}}{2}$

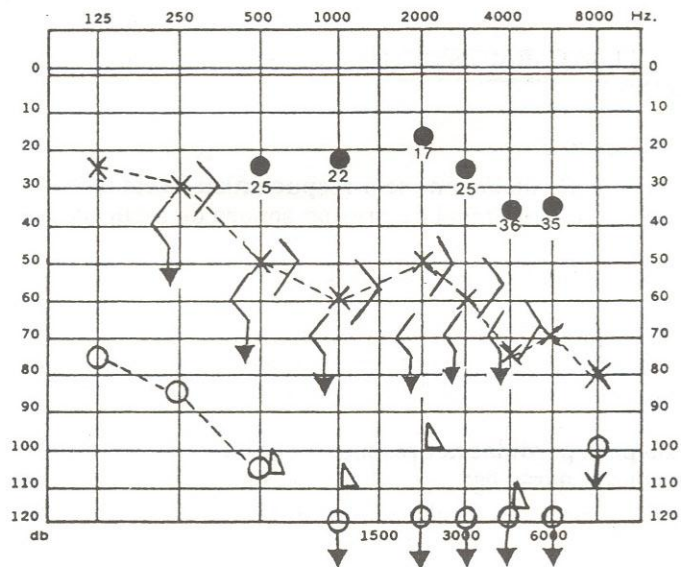
Los denominadores de la fórmula fueron seleccionados para proporcionar una señal ligeramente mayor que la mitad del nivel de pérdida auditiva.

2 - Determinación del umbral previsto con audífono

La fórmula anterior se utiliza para predecir los umbrales con audífono en pérdidas neurosensoriales. Estos se determinan a partir de umbrales con auriculares o a campo libre, independientemente del tipo de audífono, molde o auricular, ya sea para un equipamiento mono o binaural. Este umbral auditivo que se pronostica está relacionado estrechamente con los requerimientos ideales de amplificación en todo tipo de ambiente.

El umbral previsto con audífono es el umbral de audición sin audífono a una frecuencia determinada, menos la ganancia operacional para dicha frecuencia. Se obtiene subiendo en el audiograma desde el umbral sin audífono, la cantidad de decibeles obtenidos en la ganancia operacional. Se marca en el mismo audiograma mediante círculos pequeños negros.

La figura 9-1 muestra un caso.



• = umbral previsto de audición

	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz	6.000 Hz
UMBRAL DE AUDICION	50 dB	60 dB	50 dB	60 dB	75 dB	70 dB
GANANCIA OPERACIONAL	25 dB	38 dB	33 dB	35 dB	39 dB	35 dB
UMBRAL PREVISTO CON AUDIFONO	25 dB	22 dB	17 dB	25 dB	36 dB	35 dB

Figura 9-1 = Ejemplo de determinación del umbral previsto con audífono

La respuesta prevista con audífono se puede hallar directamente en el gráfico de la figura 9-2.

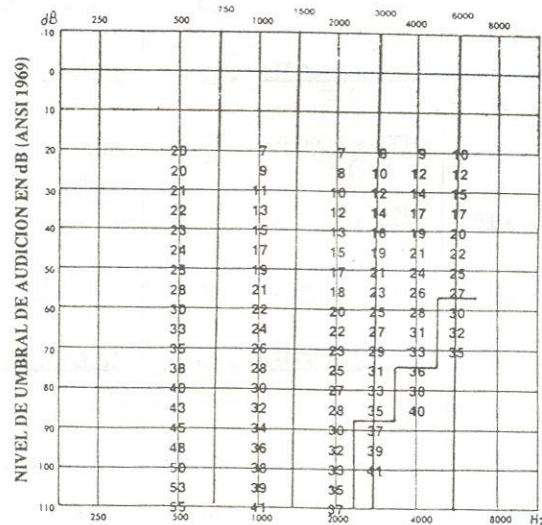


Figura 9-2 = Umbral previsto con audífonos en dB HL

Ejemplo:

Si el umbral de audición es de 55 dB en todas las frecuencias, el umbral previsto con audífono será 28 dB a 500 Hz, 21 dB a 1.000 Hz, 18 dB a 2.000 Hz, 23 dB a 3.000 Hz, 26 dB a 4.000 Hz y 27 dB a 6.000 Hz.

Para umbrales de audición en las frecuencias 3.000, 4.000 y 6.000 Hz debajo de la línea marcada, no se determina la ganancia por no ser de ayuda en la recepción del lenguaje, aún a altas intensidades.

3- Determinación de la ganancia máxima

Habiendo previsto cuál debería ser el umbral con audífono, se debe alcanzar dicho umbral deseado.

La ganancia máxima es el resultado de la ganancia operacional + la ganancia de reserva $\pm$ los factores de corrección para compensar la posición del micrófono sobre el cuerpo. La ganancia de reserva está fijada en forma arbitraria en un nivel de 10 dB.

Los valores obtenidos en la fórmula se comparan con los datos electroacústicos medidos con el acoplador de 2 cc. Si se utilizan los datos del KE-MAR se añaden 3 dB en 2.000 Hz, 12 dB en 3.000 Hz y 6 dB en 4.000 Hz.

La fórmula de ganancia máxima standard corresponde a los audífonos intraauriculares, debiéndose hacer modificaciones para los demás modelos. Para los retroauriculares se modifica la fórmula agregando 2 dB en 2.000 Hz y 3 dB en 3.000 Hz. Para los de caja, se reduce la ganancia en 500 Hz y se aumenta en 2.000 Hz variando los denominadores (Fig. 9-3).

AUDIFONO INTRAURICULAR		AUDIFONO RETROAURICULAR Y AUDIGAF		AUDIFONO DE CAJA	
<u>HTL a 500 Hz</u> 2	+ 10	<u>HTL a 500 Hz</u> 2	+ 10	<u>HTL a 500 H</u> 2,2	+ 10
<u>HTL a 1.000 Hz</u> 1,6	+ 10	<u>HTL a 1.000 Hz</u> 1,6	+ 10	<u>HTL a 1.000 Hz</u> 1,6	+ 10
<u>HTL a 2.000 Hz</u> 1,5	+ 10	<u>HTL a 2.000 Hz</u> 1,5	+ 2 + 10	<u>HTL a 2.000 Hz</u> 1,4	+ 10
<u>HTL a 3.000 Hz</u> 1,7	+ 10	<u>HTL a 3.000 Hz</u> 1,7	+ 3 + 10	<u>HTL a 3.000 Hz</u> 1,7	+ 10
<u>HTL a 4.000 Hz</u> 1,9	+ 10	<u>HTL a 4.000 Hz</u> 1,9	+ 10	<u>HTL a 4.000 Hz</u> 1,9	+ 10
<u>HTL a 6.000 Hz</u> 2	+ 10	<u>HTL a 6.000 Hz</u> 2	+ 10	<u>HTL a 6.000 Hz</u> 2	+ 10

Figura 9-3 = Fórmula de ganancia máxima (en dB) para los distintos tipos de audífonos

La ganancia máxima puede hallarse directamente en los gráficos de las figuras 9-4, 9-5 y 9-6.

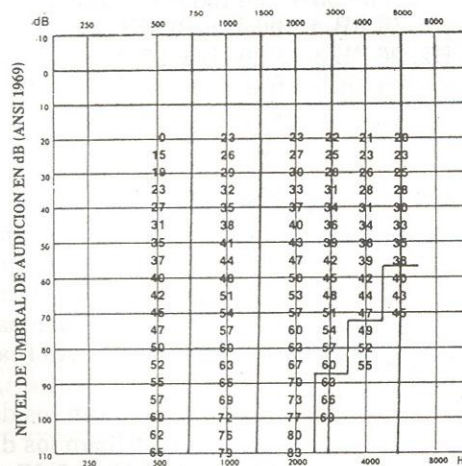
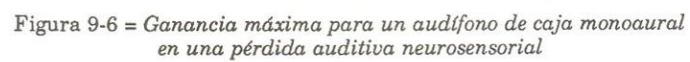
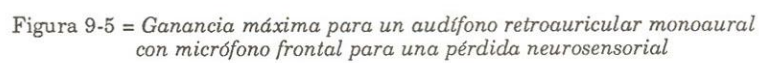


Figura 9-4 = Ganancia máxima para una adaptación monoaural con audífono "intraauricular" en una pérdida neurosensorial



Las fórmulas anteriores para la ganancia máxima se aplican en pérdidas neurosensoriales equipadas monoauralmente.

En el caso de hipoacusias conductivas y mixtas se agrega 1/5 de la diferencia ósteo-aérea, tanto a la ganancia operacional como a la ganancia máxima, sin exceder 8 dB.

$$+ \frac{V.A. - V.O.}{5}$$

Para adaptaciones binaurales se restan 3 dB de la ganancia máxima en cada frecuencia.

Con moldes abiertos deben hacerse los siguientes cambios a la fórmula de ganancia máxima (audífonos retroauriculares, audigafas o intrauriculares):

añadir: 15 dB a 500 Hz
10 dB a 1.000 Hz
5 dB a 2.000 Hz

En la figura 9-7 se obtienen los valores de la ganancia máxima, utilizando los datos del audiograma de la figura 9-1.

	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz	6.000 Hz
Intrauricular	35 dB	48 dB	43 dB	45 dB	49 dB	45 dB
Retro auricular y audigaba	35 dB	48 dB	45 dB	48 dB	49 dB	45 dB
De caja	35 dB	48 dB	46 dB	45 dB	49 dB	45 dB

Figura 9-7 = Valores de la ganancia máxima para los distintos tipos de audífonos, en base al audiograma de la figura 9-1

B) Nivel de presión sonora de saturación

1 - Determinación del nivel máximo permisible de presión sonora de saturación

El propósito es asegurar que los sonidos intensos no excedan los niveles de intensidad subjetiva de incomodidad del paciente.

La fórmula es la siguiente:

500 Hz = U.M. + 11 dB, ó 115 dB SPL (lo que sea menor)
1.000 Hz = U.M. + 7 dB
2.000 Hz = U.M. + 9 dB
4.000 Hz = U.M. + 9 dB

- U.M.: umbral de molestia
- Las cifras que se agregan convierten los niveles de intensidad subjetiva de molestia de dB HL a dB SPL (ver capítulo: "Métodos subjetivos de selección de audífonos en el adulto").

2 - Determinación del nivel mínimo deseable de presión sonora de saturación

El propósito es asegurar que los sonidos intensos del lenguaje se amplifiquen sin cortes innecesarios que producen distorsión.

La fórmula es la siguiente:

$$\begin{aligned} 500 \text{ Hz} &= \text{G.O.} + 75 \text{ dB} \\ 1.000 \text{ Hz} &= \text{G.O.} + 75 \text{ dB} \\ 2.000 \text{ Hz} &= \text{G.O.} + 72 \text{ dB} \\ 4.000 \text{ Hz} &= \text{G.O.} + 70 \text{ dB} \end{aligned}$$

- G.O.: ganancia operacional
- Las cifras que se agregan corresponden al nivel de lenguaje en voz alta en esas frecuencias.

El nivel máximo permisible es el más importante de los dos límites, y puede ser el único especificado en caso de una necesidad de ganancia alta y un rango dinámico estrecho sin audífono.

En la figura 9-8 se obtienen los valores de presión sonora de saturación, en base a los datos del audiograma de la figura 9-1.

	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz	6.000 Hz
Umbral de molestia	105 dB	110 dB	100 dB	—	115 dB	—
Nivel de presión sonora de saturación	110-115 dB	113-117 dB	105-109 dB	—	109-124 dB	—

Figura 9-8 = Nivel de presión sonora de saturación, en base al audiograma de la figura 1

II) UTILIZACION DE LA PRESCRIPCION

Consiste en la comparación de los datos obtenidos en la prescripción, con las especificaciones técnicas de los diferentes audífonos, a fin de seleccionar aquél que reúna los requerimientos previstos.

III) EVALUACION DESPUES DE LA ADAPTACION

Una vez seleccionado el audífono, se verifica si proporciona la respuesta deseada.

- a) Se determinan umbrales tonales a campo libre con audífono y se comparan con los umbrales previstos. El resultado se marca en el mismo audiograma con un asterisco.

En la figura 9-9 se grafica este paso, utilizando el audiograma de la figura 9-1.

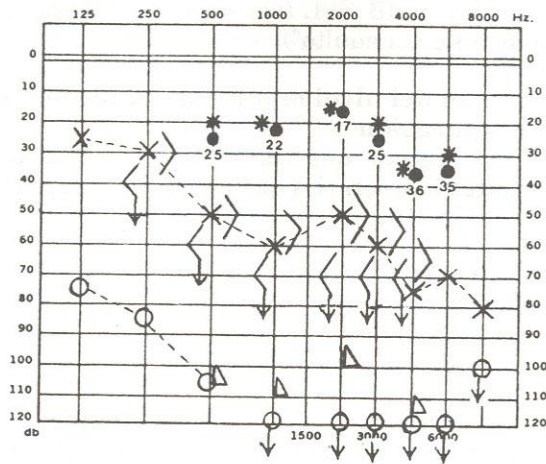


Figura 9-9 = Ejemplo de comparación entre umbrales tonales con audífono y umbrales previstos con audífono
 • = Umbral previsto de audición
 * = Umbral con audífono

La adaptación es aceptada si los umbrales tonales a campo libre obtenidos con el audífono y molde seleccionado, están entre los siguientes valores:

- 500 Hz = + 5 y - 9 dB de los umbrales previstos
- 1.000 Hz = + 9 y - 9 dB de los umbrales previstos
- 2.000 Hz = + 9 y - 5 dB de los umbrales previstos
- 3.000 Hz = + 9 y - 9 dB de los umbrales previstos
- 4.000 Hz = + 9 y - 9 dB de los umbrales previstos
- 6.000 Hz = + 9 y - 9 dB de los umbrales previstos

b) Se determinan umbrales de molestia a campo libre con audífono. Estos valores deben ser iguales o mayores que el umbral de molestia sin audífono menos la ganancia operacional obtenida en cada frecuencia.

METODO POGO I (Prescription of Gain and Output)

G.A. Mc Candless y P.E. Lyregaard (1983) desarrollaron este método de prescripción de la ganancia y máxima salida del audífono.

Se aplica a hipoacusias neurosensoriales con reclutamiento de hasta 80 dB. Se basa en la "regla de la mitad de la ganancia", es decir, que la ganancia de inserción óptima es igual a la mitad de la pérdida auditiva. Debido al efecto de enmascaramiento que producen los tonos graves del medio ambiente, que trae como consecuencia mala discriminación en el ruido, se efectúa una reducción en la ganancia de las frecuencias graves.

Consta de tres partes:

I) Cálculo de las características electroacústicas requeridas

II) Implementación

III) Verificación

I) CALCULO DE LAS CARACTERISTICAS ELECTROACUSTICAS REQUERIDAS

a) **Determinación de la ganancia de inserción**

Se calcula de la siguiente forma:

Frecuencia	Ganancia de inserción
250 Hz	1/2 HTL - 10
500 Hz	1/2 HTL - 5
1.000 Hz	1/2 HTL
2.000 Hz	1/2 HTL
3.000 Hz	1/2 HTL
4.000 Hz	1/2 HTL

b) **Determinación de la máxima salida**

La máxima salida requerida es igual al promedio de los umbrales de molestia (en dB HTL) a 500, 1.000 y 2.000 Hz:

$$\text{Máxima salida} = \frac{\text{U.M. 500} + \text{U.M. 1.000} + \text{U.M. 2.000}}{3}$$

Para convertir a dB SPL en un acoplador de 2 cc se agregan 4 dB.
La figura 9-10 muestra un caso.

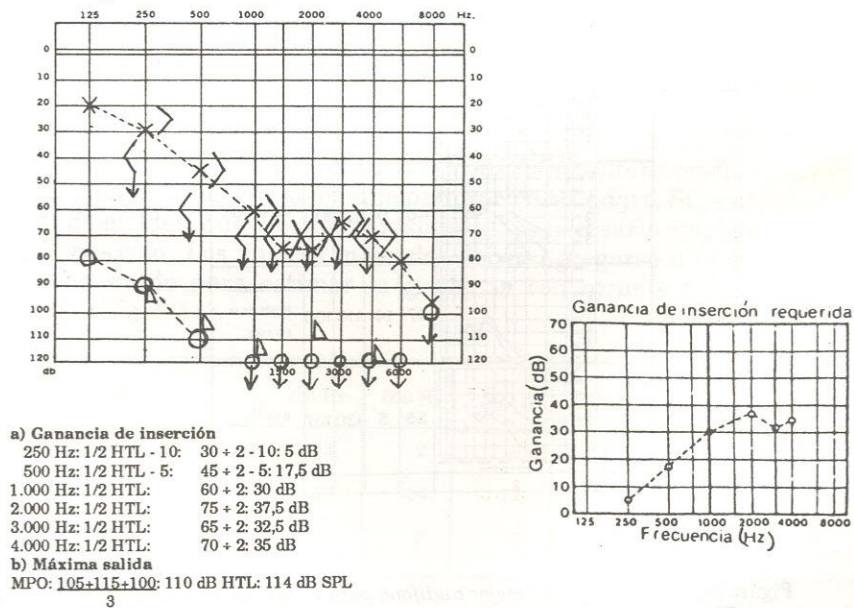


Figura 9-10 = Ejemplo de obtención de la ganancia de inserción y la máxima salida

II) IMPLEMENTACION

Consiste en la elección y ajuste del audífono y molde que mejor se adapte a los requerimientos de ganancia y salida ideal.

Existen dos posibilidades:

a) Si se dispone de los datos de la ganancia de inserción, el procedimiento es el siguiente:

- 1- determinar si la máxima salida requerida está dentro del rango de ajuste del audífono
 - 2- encontrar la máxima ganancia de inserción requerida en el rango de 500 a 2.000 Hz, y controlar si está dentro del rango de ajuste del audífono, permitiendo una ganancia de reserva de ± 10 dB
 - 3- comparar la respuesta en frecuencia requerida con la respuesta de cada audífono
 - 4- seleccionar el audífono y ajustar los controles
- La figura 9-11 muestra este paso.

AUDÍFONO	RESPUESTA DE FRECUENCIA DE INSECCIÓN	Ganancia de inserción		MPO		VEREDICTO
		MÁX.	MIN.	MÁX.	MIN.	
REQUERIDA		48	28	114		—
A		71	29	138	120	MUCHA SALIDA
B		43	0	117	86	POCA GANANCIA
C		48	0	121	100	EL MEJOR
D		47	14	116	100	NO BUENA RESPUESTA EN FREC
E		55	5	130	107	BUENO
	2	3		4		

Figura 9-11 = Selección del mejor audífono para el caso de la figura 10
El mejor audífono es el "C", máxima salida = 2/3, control de tono = NH y control de volumen = 10 dB por abajo del máximo

b) Si no se dispone de los datos de la ganancia de inserción, se calcula sobre la base de las mediciones realizadas con el acoplador de 2cc. La tabla CORFIG (CORrection FIGures) da valores que se agregan a la ganancia con el acoplador de 2 cc para obtener la ganancia de inserción (Fig. 9-12).

Tipo de audíf.	250 Hz	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz
Intrauricular	3	1	2	-6	-6	5
retroauricular	3	1	0	-2	-11	-9
de ca ja	7	7	10	-11	-13	-13

Figura 9-12 = Tabla CORFIG (en dB)

La figura 9-13 muestra curvas que ejemplifican estas conversiones.

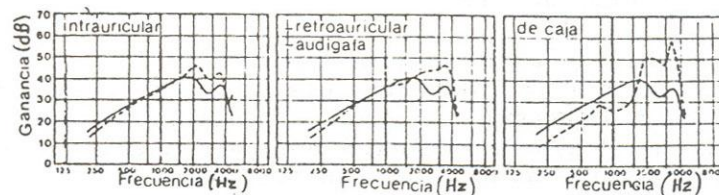


Figura 9-13 = Ejemplos de aplicación de la Tabla CORFIG
 - - - curvas de ganancia con Acoplador de 2cc
 — curvas de ganancia de inserción.

Una vez efectuadas las conversiones correspondientes, se continúa la prueba como se especificó anteriormente.

Modificaciones del molde: Las mediciones anteriores fueron realizadas con un molde cerrado con una perforación standard. Si se utilizan otros tipos de moldes, que afectan la respuesta, es necesario emplear una tabla de Corrección. Los valores indicados deben agregarse a la ganancia con molde cerrado para estimar la ganancia con otras configuraciones de moldes (Fig. 9-14).

Tipo de molde	250 Hz	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz
ventilado	-13	2	0	0	0	0
IROS/CROS	-36	-24	-12	0	3	0
con bocina	0	0	0	0	6	5

Figura 9-14 = Tabla de correcciones de la ganancia (en dB) según los distintos tipos de moldes

La figura 9-15 ejemplifica estas conversiones.

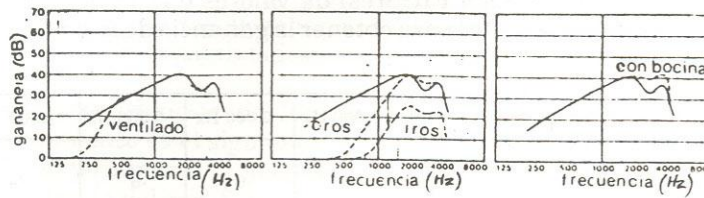


Figura 9-15 = Ejemplos de aplicación de la tabla de la figura 9-14

— Respuestas con molde cerrado

--- Respuestas con otros tipos de moldes

III) VERIFICACION

Consiste en controlar si se han alcanzado los objetivos deseados. Se puede efectuar con dos técnicas.

a) por medio de la audiometría tonal a campo libre

1- Se determinan umbrales tonales a campo libre (250 a 4.000 Hz) sin y con el audífono seleccionado, utilizando ruido blanco de banda estrecha o tono puro modulado. Se restan ambos valores y se obtiene la ganancia de inserción funcional (Fig. 9-16).

	250 Hz	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz
sin audíf.	45	55	60	70	60	65
con audíf.	45	40	25	35	35	35
gan. func.	0	15	35	35	25	30

Figura 9-16 = Ejemplo de obtención de la ganancia de inserción funcional

2 - La ganancia funcional se compara con la ganancia de inserción. Se aceptan diferencias de hasta 5 dB (Fig. 9-17).

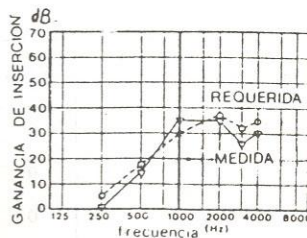


Figura 9-17 = Comparación de la ganancia de inserción medida y requerida

También la ganancia funcional puede ser restada de los umbrales tonales para ilustrar la ganancia con audífono (Fig. 9-18).

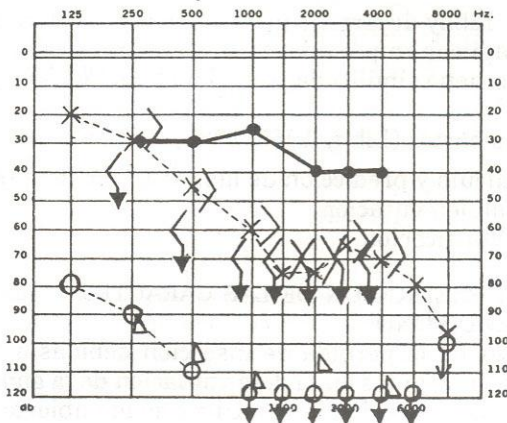


Figura 9-18= Ejemplo de la ganancia con audífono

●●● umbral de audición con audífono

3 - Se controla que la máxima salida del audífono no exceda el umbral de molestia. El control de volumen se coloca al máximo y se aumenta gradualmente el nivel de ruido de banda estrecha a 1.000 Hz. Si se alcanzan los 80 dB sin incomodidad, la máxima salida está ajustada correctamente.

b) por medio del sistema computarizado analizador de la respuesta "in situ".

METODO POGO II

D. Schwartz, P. Lyregaard y P. Lundh presentaron en 1988 el Método Pogo II. Este método fue desarrollado debido a la necesidad de extender el rango de aplicación del método Pogo I a hipoacusias severas y profundas.

La fórmula para la obtención de la ganancia de inserción toma la mitad de la pérdida auditiva por debajo de 65 dB, y agrega la mitad de la diferencia entre los umbrales del paciente para cada frecuencia y 65 dB. La modificación en las frecuencias graves es igual que en el Pogo I (Libby 1988), (Fig. 9-19).

Frecuencias	Pérdidas ≤ 65 dB HL	Pérdidas ≥ 65 dB HL
250 Hz	$1/2 \text{ HTL} - 10$	$1/2 \text{ HTL} - 10 + 1/2 (\text{HTL} - 65)$
500 Hz	$1/2 \text{ HTL} - 5$	$1/2 \text{ HTL} - 5 + 1/2 (\text{HTL} - 65)$
1.000 Hz	$1/2 \text{ HTL}$	$1/2 \text{ HTL} + 1/2 (\text{HTL} - 65)$
2.000 Hz	$1/2 \text{ HTL}$	$1/2 \text{ HTL} + 1/2 (\text{HTL} - 65)$
3.000 Hz	$1/2 \text{ HTL}$	$1/2 \text{ HTL} + 1/2 (\text{HTL} - 65)$
4.000 Hz	$1/2 \text{ HTL}$	$1/2 \text{ HTL} + 1/2 (\text{HTL} - 65)$

Figura 9-19 = Fórmula para la obtención de la ganancia de inserción (Método POGO II)

METODO LIBBY

En 1985 E. R. Libby desarrolló un método prescriptivo de selección de audífonos, para aplicar en pérdidas neurosensoriales con reclutamiento. Su procedimiento tiene similitudes con el método POGO de Mc. Candless y Lyregaard.

Consta de tres partes (Libby 1985, 1986, 1986, y 1988):

- I) Cálculo y predicción de las características del audífono
- II) Implementación
- III) Verificación

I) CALCULO Y PREDICCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS ELECTROA-CUSTICAS DEL AUDIFONO

Las mediciones de la pérdida de inserción debidas a la oclusión del molde, son muy importantes en la determinación de la ganancia de inserción. Una hipoacusia leve donde se utiliza molde abierto, ocasiona una pérdida de inserción mínima y requiere poca compensación de la pérdida auditiva. Contrariamente, un molde cerrado utilizado en una hipoacusia profunda, puede ocasionar una pérdida de inserción de 20, 25 o más dB y requiere una ganancia de inserción de $1/2$ a $2/3$ del HTL. Cuanto mayor es la pérdida de inserción, mayor será la necesidad de compensar dicha pérdida y la hipoacusia del paciente (Fig. 9-20 y 9-21).

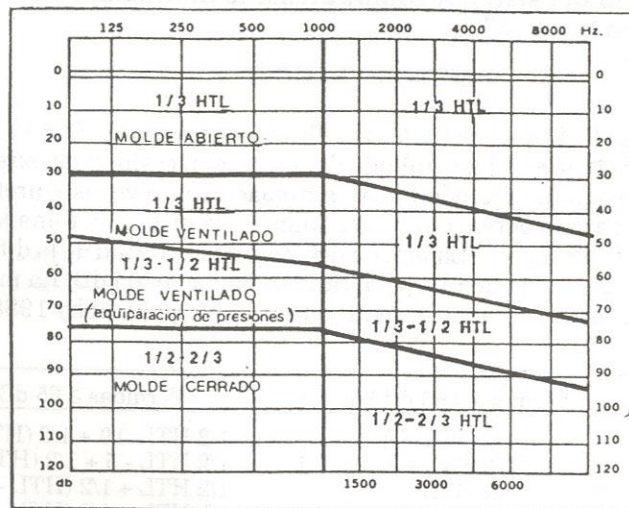
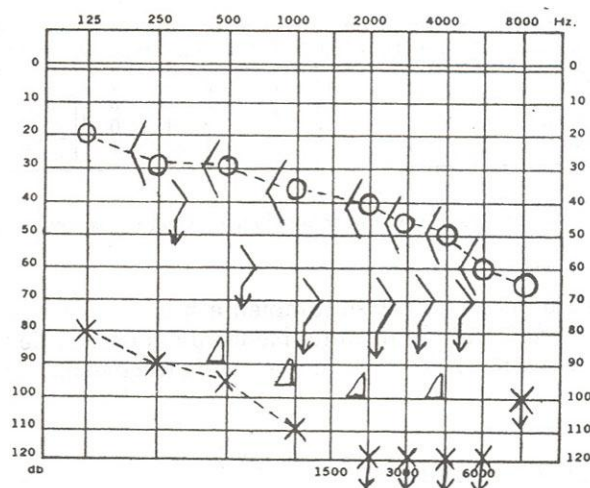


Figura 9-20 = Ganancia de inserción requerida según los diferentes niveles de hipoacusias

Frec.	Ganancia de inserción		
250 Hz	1/3 HTL - 5	1/2 HTL - 5	2/3 HTL - 5
500 Hz	1/3 HTL - 3	1/2 HTL - 3	2/3 HTL - 3
1.000 Hz	1/3 HTL	1/2 HTL	2/3 HTL
2.000 Hz	1/3 HTL	1/2 HTL	2/3 HTL
3.000 Hz	1/3 HTL	1/2 HTL	2/3 HTL
4.000 Hz	1/3 HTL	1/2 HTL	2/3 HTL
6.000 Hz	1/3 HTL - 5	1/2 HTL - 5	2/3 HTL - 5

Figura 9-21 = Fórmula para la obtención de la ganancia de inserción

En la figura 9-22 se presenta un caso.



GANANCIA DE INSERCIÓN	250 Hz: 1/3 HTL - 5	: 30 + 3 - 5	: 5 dB
	500 Hz: 1/3 HTL - 3	: 30 + 3 - 3	: 7 dB
	1.000 Hz: 1/3 HTL	: 35 + 3	: 11,66 dB
	2.000 Hz: 1/3 HTL	: 40 + 3	: 13,33 dB
	3.000 Hz: 1/3 HTL	: 45 + 3	: 15 dB
	4.000 Hz: 1/3 HTL	: 50 + 3	: 16,66 dB
	6.000 Hz: 1/3 HTL - 5	: 60 + 3 - 5	: 15 dB

Figura 9-22 = Ejemplo de la obtención de la ganancia de inserción

II) IMPLEMENTACION

El propósito es encontrar el audífono y molde que reúnan los requerimientos de la ganancia de inserción pronosticada, más una ganancia de reserva de aproximadamente 15 dB. Para pérdidas severas o profundas por encima de 70 dB, la ganancia de reserva será de 10 dB.

Los valores de la ganancia de inserción requerida se convierten a datos de la ganancia con el acoplador de 2cc aplicando la tabla CORFIG (CORrection FIGures). Estos valores se agregan a los de la ganancia de inserción pronosticada (Fig. 9-23).

Tipo de audífono	250 Hz	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	2.700 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz	6.000 Hz
Intraauricular	-4	-4	-4	+1	+2	+3	-3	-8
Retroauricular	-4	-4	-3	+6	+11	+10	+5	+3
De caja	-7	-7	-10	+11		+13	+13	0

Figura 9-23 = Tabla CORFIG (en dB)

Los valores anteriores corresponden a un molde standard. Para otros tipos de moldes son necesarias otras correcciones (Fig. 9-24).

Tipo de molde	250 Hz	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz
ventilado	-13	+2	0	0	0	0
Iros/Cros	-36	-24	-12	0	+3	0
bocina (3 mm)	-1	-2	-3	0	+6	+8
bocina (4mm)	-1	-2	-3	0	+6	+10

Figura 9-24 = Tabla de correcciones de la ganancia (en dB) según los distintos tipos de moldes

Este método puede aplicarse también a hipoacusias con componente conductivo, modificando la fórmula básica de ganancia de inserción. Se agrega 1/4 de la diferencia ósteo-aérea a cada frecuencia, con un máximo de 8 dB.

$$+ \frac{V.A. - V.O.}{4}$$

En el equipamiento binaural se restan 3 dB en cada frecuencia.

III) VERIFICACION

Se realiza para corroborar si se han alcanzado los objetivos propuestos en el punto I. Pueden utilizarse: a) mediciones de la ganancia funcional (con audiómetro a campo libre), o b) mediciones de la ganancia de inserción (con el sistema computarizado analizador de la respuesta "in situ").

a) **Medición de la ganancia funcional**

1 - Se determinan umbrales tonales a campo libre (250 a 6.000 Hz) sin y con el audífono seleccionado. Se restan ambos valores y se obtiene la ganancia funcional (Fig. 9-25).

	250 Hz	500 Hz	1.000 Hz	2.000 Hz	3.000 Hz	4.000 Hz	6.000 Hz
Sin audif.	30	25	35	35	40	45	55
Con audif.	25	15	20	20	25	25	40
Gan. Func.	5	10	15	15	15	20	15

Figura 9-25 = Ejemplo de obtención de la ganancia de inserción funcional

2 - La ganancia funcional se compara con la ganancia de inserción requerida.

b) **Medición de la ganancia de inserción**

Se utiliza el Sistema computarizado analizador de la respuesta "in situ".

Método N.A.L. (National Acoustic Laboratories)
(May, 1986), (Birne, 1988), (Libby, 1988), (Upfold, 1988)

The National Acoustic Laboratories (Laboratorios Nacionales de Acústica) de Australia, han usado desde 1976 un método prescriptivo para seleccionar la ganancia y respuesta en frecuencia de los audífonos. El procedimiento original fue desarrollado por Byrne y Tonisson en 1976 y fue usado satisfactoriamente por todos los centros de audición de N.A.L. En 1985 Byrne y Dillon desarrollaron un nuevo procedimiento, que mantiene los mismos principios de su predecesor, pero con modificaciones en la fórmula.

El objetivo de este último método es amplificar todas las bandas de frecuencias del lenguaje a igual intensidad, al nivel de captación más confortable. De esta manera se llevaría al máximo la posibilidad de comprensión del lenguaje en condiciones normales.

La **ganancia** se incrementa aproximadamente 1/2 decibel (0,46 dB) por cada incremento de 1 dB en el nivel umbral de audición ("regla de la mitad de la ganancia"). La ganancia requerida en cada frecuencia depende parcialmente de la ganancia en las frecuencias 500, 1.000 y 2.000 Hz, correspondiendo al 5% de la suma de dichas frecuencias (llamado factor X).

La **respuesta en frecuencia** varía según la "regla del tercio del perfil de la curva", 0,31 de los umbrales tonales de cada frecuencia (llamado factor Y).

Los cálculos de este método son más complejos que en otras fórmulas por la combinación de las dos reglas anteriores. Se pueden simplificar usando un sistema de computación o reglas de cálculo. Se basan en los umbrales tonales.

Procedimiento:

1) Cálculo de la ganancia requerida con el acoplador de 2 cc y con el simulador de oído, para los diferentes tipos de audífonos. (Todas las fórmulas se refieren a la ganancia con el control de volumen al máximo, e incluyen 15 dB de ganancia de reserva)

$$\text{Ganancia: } X + Y + Z \text{ para cada frecuencia}$$

donde X: 0,05 (HTL 500 Hz + HTL 1.000 Hz + HTL 2.000 Hz)
 Y: 0,31 x HTL de la frecuencia de interés
 Z: constante. Ver los valores en la Tabla de la figura 9-26

Frecuenc.		Acoplador de 2 cc			Simulador de oído		
		Retroaur.	Intraur.	De caja	Retroaur.	Intraur.	De caja
250 Hz	Z:	1	-1	-4	5	2	4
500 Hz	Z:	9	9	2	13	12	6
750 Hz	Z:	12	13	8	17	16	12
1.000 Hz	Z:	16	16	16	22	21	19
1.500 Hz	Z:	13	14	22	19	21	28
2.000 Hz	Z:	15	14	25	24	23	35
3.000 Hz	Z:	22	15	26	29	25	33
4.000 Hz	Z:	18	13	17	24	25	23
6.000 Hz	Z:	12	4	—	21	19	—

Figura 9-26 = Tabla de valores de la constante Z para calcular la ganancia con el Acoplador de 2 cc y el Simulador de oído (en dB)

2) Cálculo de la ganancia real de oído requerida, o ganancia de inserción o ganancia funcional (con ajuste del control de volumen 15 dB debajo del máximo)

$$\text{Ganancia de inserción} = X + Y + Z \text{ para cada frecuencia}$$

donde X: 0,05 (HTL 500 Hz + HTL 1.000 Hz + HTL 2.000 Hz)
 Y: 0,31 x HTL de la frecuencia de interés
 Z: constante. Ver los valores en la Tabla de la figura 9-27

Frecuencia	
250 Hz	Z: -17
500 Hz	Z: -8
750 Hz	Z: -3
1.000 Hz	Z: +1
1.500 Hz	Z: +1
2.000 Hz	Z: -1
3.000 Hz	Z: -2
4.000 Hz	Z: -2
6.000 Hz	Z: -2

La constante Z es la misma para todos los tipos de audífonos

Figura 9-27 = Tabla de valores de la constante Z, para calcular la ganancia real de oído requerida o ganancia de inserción (en dB)

3) Cálculo de los umbrales requeridos a campo libre con audífono, en dB SPL

$$\text{Umbrales requeridos} = Y + Z - X \text{ para cada frecuencia}$$

donde X: 0,05 (HTL 500 Hz + HTL 1.000 Hz + HTL 2.000 Hz)
Y: 0,69 x HTL de la frecuencia de interés
Z: constante. Ver los valores en la Tabla de la figura 9-28

Frecuencia	
250 Hz	Z: 33
500 Hz	Z: 18
750 Hz	Z: 10
1.000 Hz	Z: 4
2.000 Hz	Z: 4
3.000 Hz	Z: 3
4.000 Hz	Z: 4
6.000 Hz	Z: 10

La constante Z es la misma para todos los tipos de audífonos

Figura 9-28 = Tabla de valores de la constante Z para calcular los umbrales requeridos con audífono (en dB)

4) Selección del audífono y molde que mejor se ajuste a los requerimientos de ganancia y respuesta en frecuencia.

5) Con el audífono y molde ya colocados y el volumen graduado, se efectúa la medición de la ganancia real del oído (o ganancia de inserción). Puede realizarse:

a) mediante mediciones de umbrales a campo libre sin y con audífono en cada frecuencia

b) por medio del Sistema computarizado analizador de la respuesta en frecuencia "in situ".

6) Notación en un gráfico de la respuesta obtenida y la requerida en cada frecuencia. Comparación de ambas curvas.

7) Si ambas respuestas no se aproximan suficientemente, se realiza un ajuste de los controles del audífono, modificación del molde o selección de otro otoamplífono.

8) Evaluación subjetiva del audífono seleccionado.

Requerimientos especiales:

- Los valores de ganancia de las fórmulas anteriores se utilizan con un molde cerrado y con una tubería de 2 mm de diámetro. Si se usa otro tipo de molde, deben tenerse en cuenta sus efectos al realizar la selección.

- Si la fórmula de ganancia de inserción prescribe un valor negativo, éste deberá tomarse como 0 dB.

- Para hipoacusias con componente conductivo debe aumentarse la ganancia en cada frecuencia en un 25% de la diferencia ósteo-aérea.

$$+ \frac{V.A. + V.O.}{4}$$

Ejemplo:

La figura 9-29 representa una audiometría tonal liminar en base a la cual se muestra la aplicación de este método.

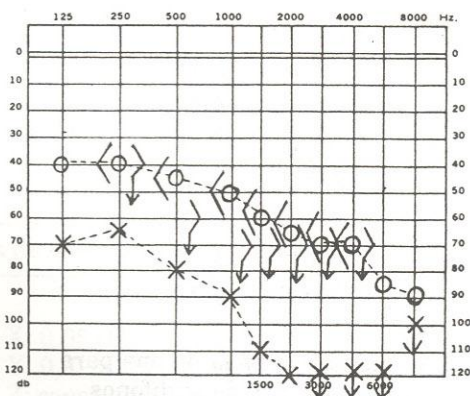


Figura 9-29 = Audiometría tonal liminar para la aplicación del método N.A.L.

A) Cálculo de la ganancia requerida con el acoplador de 2 cc para el oído derecho a 2.000 Hz (audífono retroauricular)

Ganancia: $X + Y + Z$ para cada frecuencia de interés

X : 0,05 (HTL 500 Hz + HTL 1.000 Hz + HTL 2.000 Hz)
: 0,05 (45 dB + 50 dB + 65 dB)
: 8 dB

Y : $0,31 \times \text{HTL de la frecuencia de interés}$

Para 2.000 Hz: $0,31 \times 65 \text{ dB}$: 20,15 dB

Z: constante para 2.000 Hz
: 15 dB

Ganancia a 2.000 Hz : $X + Y + Z$
: 8 dB + 20,15 dB + 15 dB
: 43,15 dB

B) Cálculo de la ganancia real de oído requerida, para el oído derecho a 2.000 Hz (audífono retroauricular)

Ganancia de inserción = $X + Y + Z$ para cada frecuencia de interés

X: 8 dB (del cálculo previo de X para la ganancia con el acoplador de 2cc)
Y: $0,31 \times \text{HTL de la frecuencia de interés}$

Para 2.000 Hz: $0,31 \times 65 \text{ dB}$: 20,15 dB (este valor puede tomarse del cálculo previo de Y para la ganancia con el acoplador de 2 cc)

Z: constante para 2.000 Hz
: -1 dB

Ganancia de inserción a 2.000 Hz : $X + Y + Z$
: 8dB + 20,15 dB - 1 dB
: 27,15 dB

C) Cálculo de los umbrales requeridos con audífono, para el oído derecho a 2.000 Hz (audífono retroauricular)

Umbrales requeridos: $Y + Z - X$ para cada frecuencia de interés

X: 8 dB (del cálculo previo de X para la ganancia con el acoplador de 2 cc)

Y: $0,69 \times \text{HTL de la frecuencia de interés}$

Para 2.000 Hz: $0,69 \times 65 \text{ dB}$: 44,85 dB

Z: constante para 2.000 Hz
: 4 dB

Umbrales requeridos a 2.000 Hz : $Y + Z - X$
: 44,85 dB + 4 dB - 8 dB
: 40,85 dB

METODO DE PRE-REGLAJE DE XAVIER RENARD

Este método está basado en una comunicación de Boorsma sobre pre-reglaje presentada en 1977 en la Sociedad Belga de O.R.L., que consistía en determinar el punto medio entre el umbral auditivo y el nivel subjetivo de incomodidad para la frecuencia 1.000 Hz y llevar mediante el audífono la audición del paciente a este nivel.

El método de Renard presentado en 1980 consiste en:

- transferir la energía media de los sonidos de la palabra al centro de la dinámica residual de la audición del hipoacúsico.
- repartir la energía diferencial de la palabra en forma regular en esta dinámica residual.
- impedir que toda señal amplificada sobrepase los niveles del umbral de incomodidad del hipoacúsico.

Este método está destinado solamente a la determinación de la elección del audífono y sus controles, y la solución protésica obtenida debe controlarse mediante los exámenes clásicos. Su compleja implementación requiere el empleo de diferentes tablas de corrección que varían de acuerdo al modelo de audífono, posición del micrófono, método de medición, nivel de entrada usado, etc.

Definición:

Mediante la ganancia de la prótesis se transfieren los valores en HTL del centro de la dinámica monoaural estadística de la audición del normoyente, al centro de la dinámica residual de la audición del hipoacúsico (en HTL).

Para determinar la media teórica de la dinámica (M.T.D.):

- se hallan los umbrales tonales de todas las frecuencias
- se hallan los umbrales de incomodidad de todas las frecuencias
- se traza la media teórica de la dinámica. Esta línea media servirá para la determinación de la ganancia protésica (Fig. 9-30).

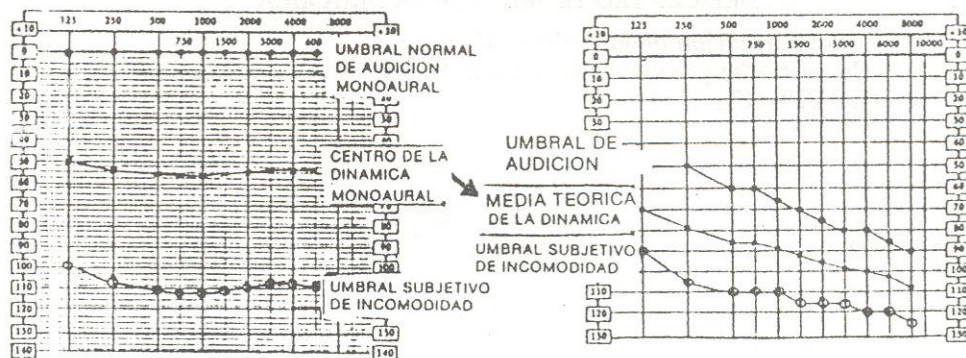


Figura 9-30 = Determinación de la media teórica de la dinámica

Aplicación:

Para realizar el pre-reglaje se pueden adoptar dos soluciones:

1) Se introduce en el audífono una señal de entrada SPL cuya intensidad varíe según las frecuencias, para que se corresponda con el centro SPL de la dinámica monoaural del normoyente. Mediante la elección del otoamplífono y sus controles se logra que esa señal de entrada se vuelva a encontrar a la salida, después del molde, con el mismo valor que la del centro de la dinámica residual del hipoacúsico en SPL.

A este método hay que hacerle dos correcciones:

- Corrección de los valores HTL a SPL.
- Corrección para utilizar cualquier tipo de acoplador de 2 cc en relación con los valores obtenidos "in situ".

2) Se introduce en el audífono una señal de entrada SPL fija para todas las frecuencias (60 dB), que se vuelve a encontrar a la salida con el mismo valor que la del centro de la dinámica residual del hipoacúsico en SPL, y corregida en más o en menos, por la diferencia entre la señal de entrada fija y la que se debería utilizar según cada frecuencia.

En este caso hay que hacer tres correcciones:

- Corrección de los valores HTL a SPL
- Corrección por el empleo de una señal fija en relación a una señal variable en intensidad según la frecuencia
- Corrección por el empleo específico de un acoplador en relación con las medidas "in situ"

Al mismo tiempo hay que controlar que los niveles máximos alcanzados por el audífono se aproximen a los valores del umbral de incomodidad, pero sin alcanzarlo ni sobrepasarlo. Para realizar este ajuste hay que hacer dos correcciones:

- Corrección de los valores del umbral de incomodidad de HTL a SPL
- Corrección por el empleo específico de un acoplador en relación con la medida "in situ"

Estudio de las correcciones necesarias:

A) A NIVEL DEL CENTRO TEORICO DE LA DINAMICA

- 1- Transformación de los valores HTL a SPL
- 2- Correcciones por el uso de una señal de entrada a una intensidad fija de 60 dB SPL (Fig. 9-31).

FRECUENCIAS	TRANSFORMACION DE LOS VALORES HTL A SPL	CORRECCIONES POR EL USO DE UNA SEÑAL FIJA DE 60 DB	CORREC- CIONES TOTALES
125 Hz	+ 24	- 13,5	+ 10,5 dB
250 Hz	+ 14	- 7,5	+ 6,5 dB
500 Hz	+ 9	- 4,5	+ 4,5 dB
750 Hz	+ 8	- 4	+ 4 dB
1.000 Hz	+ 7	- 3,5	+ 3,5 dB
1.500 Hz	+ 6	- 1,5	+ 4,5 dB
2.000 Hz	+ 4	+ 2	+ 6 dB
3.000 Hz	0	+ 7	+ 7 dB
4.000 Hz	- 1	+ 7,5	+ 6,5 dB
6.000 Hz	+ 8	- 2,5	+ 5,5 dB

Figura 9-31 = Tabla de corrección de la media teórica de la dinámica para el pre-reglaje in situ o en vivo

Ejemplo:

M.T.D. = 90 dB HTL en la frecuencia 1.000 Hz

- 1- Transformación de los valores HTL a SPL
 $90 \text{ dB HTL} + 7 \text{ dB} = 97 \text{ dB SPL}$
- 2- Correcciones por el uso de una señal de entrada a una intensidad fija de 60 dB SPL
 $60 \text{ dB SPL} + 3,5 \text{ dB} = 63,5 \text{ dB SPL}$
Ganancia en la frec. 1.000 Hz = $97 - 63,5 = 33,5 \text{ dB SPL}$
Salida = $60 + 33,5 = 93,5 \text{ dB SPL}$

B) A NIVEL DE LOS UMBRALES DE INCOMODIDAD

- 1- Transformación de los valores HTL del umbral de incomodidad en dB SPL
- 2- Correcciones según el acoplador empleado.

Dinámica tonal y vocal

El objetivo del audífono es proporcionar al paciente la mejor inteligibilidad posible. Para encontrar la amplificación ideal con este método se consideran los siguientes datos tonales:

- umbral de audición
- umbral de incomodidad
- media teórica de la dinámica

Para la elección del factor de compresión se consideran las frecuencias principales de la zona conversacional (1.000, 2.000 y 3.000 Hz) de las que se toman tres elementos:

- M.A.T. (máximo aceptable tonal): incomodidad media
- M.O.C. (media del output de confort): salida ideal media
- R.A.T. (reserva aceptable tonal): dinámica disponible entre la salida ideal media y la incomodidad media (M.A.T. - M.O.C.)

En la curva logaudiométrica hay que elegir un nivel máximo de salida que no se debe sobrepasar, para permanecer siempre en una zona donde la inteligibilidad es aceptable. Para ésta se considera:

- M.A.V. (máximo aceptable vocal): punto de máxima discriminación
- R.A.V. (reserva aceptable vocal): dinámica vocal disponible que se calcula comparando M.A.V. con M.O.C.
- R.A. (reserva aceptable): valor más pequeño de R.A.T. y R.A.V.

Utilizando los valores de la compresión, se restituye al paciente la mayor dinámica posible sin alcanzar nunca el nivel de incomodidad, ni un nivel donde la inteligibilidad ya no es suficiente.

La figura 9-32 muestra los umbrales tonales liminares (U.A.) de una paciente con una hipoacusia de alrededor de 50 dB HTL con umbrales de molestia (U.S.I.) que sobrepasan los 110 dB HTL en la zona conversacional.

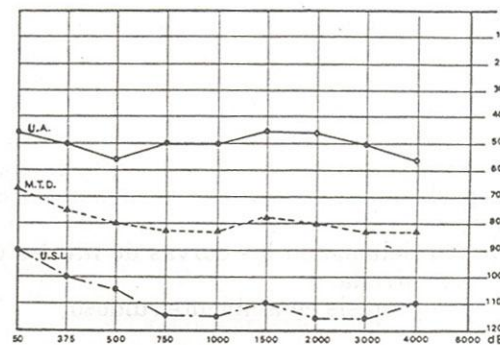


Figura 9-32 = Determinación de la M.T.D. en base a los U.A. y U.S.I. de una paciente

Con un rango dinámico de más de 60 dB y una ganancia media útil de alrededor de 20 dB, se puede intentar adaptar un audífono con amplificación lineal.

Si se considera también la logaudiometría, se observan dos curvas en campana (Fig. 9-33).

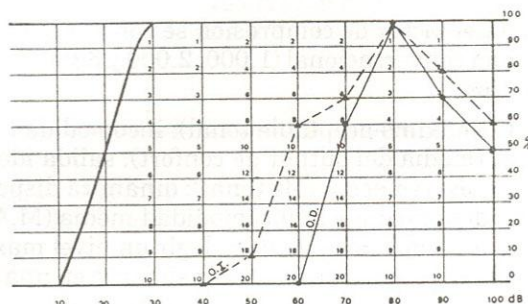


Figura 9-33 = Logaudiometría correspondiente al caso de la figura 9-32

En este caso el oído a equipar, oído izquierdo, con una amplificación de 20 dB percibirá la voz media de 60 dB al máximo de inteligibilidad (80 dB). Si se hubiese utilizado una amplificación lineal, una parte importante del campo vocal se habría percibido en la zona situada después de los 90 dB, donde la discriminación es relativamente mala. Por lo tanto se debe utilizar un audífono con compresión.

M.A.V. = 95 dB

M.O.C. = 80 dB

R.A.V. = comparando los valores anteriores

Atenuación de las frecuencias graves

En los ambientes ruidosos existe un efecto enmascarante de las frecuencias graves hacia las frecuencias agudas, lo que genera una neta disminución de la discriminación. El nivel de salida de la prótesis no varía en forma regular para todas las frecuencias en función del nivel de entrada. Cuando el nivel de entrada crece, el aumento de las frecuencias graves es más importante que el aumento de las frecuencias medias o agudas.

Los siguientes problemas han llevado a proponer una corrección de las frecuencias graves:

a) ausencia de paralelismo en las curvas de niveles de salida según diferentes niveles de entrada.

b) utilización de la prótesis en ambiente ruidoso.

a) Es imposible fijar para todos los casos la corrección a realizar para disminuir las frecuencias graves.

Renard propone medir en el acoplador de 2 cc las distintas variaciones de salida según variaciones de entrada de 60, 70, 80 y 90 dB para verificar la existencia o no de paralelismo y realizar las correcciones en la M.T.D. Cuando el paciente está en ambiente tranquilo:

- valor de M.T.D. a 250 Hz: - 6 dB
- valor de M.T.D. a 500 Hz: - 3 dB

b) Si no hay paralelismo de las curvas y el entorno sonoro es ruidoso:

- valor de M.T.D. a 250 Hz: - 12 dB
- valor de M.T.D. a 500 Hz: - 6 dB

CONCLUSION

Los métodos no prescriptivos de Selección de audífonos carecen de evidencias clínicas y experimentales que demuestren su confiabilidad. En cambio, los métodos prescriptivos permiten verificaciones que constatan la validez de los mismos. Otras ventajas de estos métodos son: la objetividad, la fácil computarización, y el breve tiempo que requiere su implementación.

Ningún método prescriptivo ha sido completamente aceptado por la mayoría de los audioprotesistas, ya que no se han perfeccionado en su totalidad, y aún se continúan realizando pequeñas modificaciones y ajustes. Algunos pueden ser más efectivos que otros.

La elección de la fórmula a aplicar es muy importante. Cada audioprotesista utilizará el o los métodos prescriptivos que mejor se adapten según su criterio. De una manera gradual uno o alguno de ellos se convertirán en algo común y corriente dentro del campo audiológico.

BIBLIOGRAFIA

- Berger, K. (1986). **La adaptación de prótesis auditivas**. Alicante (España): LAEM S.A., 1ª edición.
- Berger, K. (1988). Prescriptive Hearing Aid Selection Strategies. En: Pollack, M.C.: **Amplification for the hearing Impaired**. Orlando (EE.UU.): Grune & Stratton Inc., 3ª edición, 273-293.
- Berger, K. (1988). Un método de adaptación de auxiliares auditivos. **Audiología en la práctica**, Amsterdam (Holanda), Excerpta Médica, nº V/1: 1-3.
- Byrne, D. (1988). El procedimiento de selección de auxiliares auditivos de los Laboratorios Nacionales de Acústica. **Audiología en la práctica**. Amsterdam (Holanda), Excerpta Médica, V/1: 4-5.
- Libby, E. R. (1985). State-of-the-art of hearing aid selection procedures. **Hearing Instruments**, vol. 36, nº 1: 30-34.
- Libby, E. R. (1986). The 1/3 - 2/3 insertion gain hearing aid selection guide. **Hearing Instruments**, vol. 37, nº 3: 27-28.
- Libby, E. R. (1986). Libby response to Lyregaard (Reader's forum). **Hearing Instruments**, vol. 37, nº 11: 41-44.
- Libby, E.R. (1988). Hearing aid selection strategies and probe tube microphone measures. **Hearing Instruments**, vol. 39, nº 7: 10-15.
- May, A. (1986). Use of the Byrne & Dillon (1985) Hearing aid Selection procedure in the National Acoustic Laboratories. Monografía.
- Mc. Candless, G. y Lyregaard, P. (1983). Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids. **Hearing Instruments**, vol. 34, nº 1: 16-21.
- Renard, X. (1983). **La methode du pre-reglage**. París (Francia): Librairie Arnette, 1ª edición.
- Upfold, L. (1988). The National Acoustic Laboratories instrument selection procedure. **Hearing Instruments**, vol. 39, nº 7: 22-24.

X

AUDICION BIAURAL ADAPTACIONES ESPECIALES

Dr. Arturo Bustamante

Existe una muy bien documentada literatura médica sobre las ventajas de la audición biaural.

En 1950 Koenig señaló que esta audición tiene la propiedad de reducir los efectos de la reverberación y los ruidos de fondo (efecto squelch), da la posibilidad de seleccionar un estímulo dentro de numerosos estímulos, como si se sintonizara un mensaje sonoro que a uno le interesa (efecto cocktail party), y favorece la comprensión de la palabra bajo condiciones desfavorables de señal-ruido.

Posteriormente diferentes autores, entre ellos Berganon (1957), Gröen (1960), Mackenth (1971) y otros agregaron:

- acrecienta la localización
- suma la energía que llega a ambos oídos para los niveles de audición umbral y supraliminar (de 3 a 5 dB)
- suma los efectos de información sobre todo en lo referido a frecuencia, en especial cuando son captados de manera distinta porque hay un defecto auditivo
- se evita el efecto sombra o pantalla de la cabeza, especialmente cuando se escucha con ruido de fondo
- mejora la discriminación de la palabra en condiciones desfavorables

Si bien estos conceptos no son discutidos y están perfectamente aceptados en nuestro medio, en el instante de decidir el equipamiento en una hipoacusia bilateral, se olvidan estos principios y se indica un otoamplifono en el oído que se cree restaura mejor la audición del paciente. Diferente concepto tiene el cirujano otólogo, que en los procesos por daño del oído externo y medio de ambos oídos, no titubea en reparar la audición biaural.

Por ello al evaluar una pérdida neurosensorial o de transmisión (cuando el paciente por diversos motivos no quiere ser intervenido o reoperado) se deben recordar los principios enunciados y tratar de colocar otoamplifonos destinados a mejorar o restaurar la audición biaural.

Cuando hay daño auditivo se pueden encontrar diferentes situaciones que se esquematizan para encarar dicho propósito:

- 1) daño auditivo biaural: éste a su vez puede ser simétrico o asimétrico. Se entiende como simétrico todo daño auditivo donde la suma de los umbrales de las frecuencias dañadas divididas por el número de ellas consideradas, en especial en la zona de la palabra, no sobrepase

los 15 dB. Por lo tanto asimétricas son las curvas que sobrepasan este límite sin importar la diferencia, salvo que alcancen el nivel de oído que no puede ser equipado.

- 2) daño auditivo monoaural sin posibilidad de colocar un otoamplífono, mientras que el otro oído está dentro de límites normales o daño leve.
- 3) alteración auditiva monoaural sin posibilidad de colocar un otoamplífono, mientras que en el otro oído tiene una pérdida mejorable con audífono.

El equipamiento se puede dividir en:

- monoaural monoprotesico
- biaural monoprotesico
- biaural biprotésico

- Equipamiento biaural biprotésico

Existen dos formas de proceder:

1) En Australia, y otros países, se selecciona el audífono en cada oído en la forma habitual, como se refiere en otros capítulos. Una vez realizada la selección de cada oído, se le pide al paciente que varíe el volumen de los otoamplífonos, alcanzando un nivel que le permita tener sensación de estereofonía.

Logrado esto o no, se evalúa si la audición biaural es mejor que la monoaural; dicho de otro modo, si el rendimiento de dos audífonos es mejor que uno.

2) La otra forma de proceder es como se viene realizando desde hace más de 18 años, utilizando el **balanceador estereoaudiométrico**. Este consiste en dos parlantes conectados al audiómetro, que se encuentran a 30 centímetros de cada oído del paciente, sujetos a un barral horizontal y éste a uno vertical, que permite modificar las distancias en alto y en sentido horizontal, para adaptarlos a las diferencias individuales de altura o tamaño del diámetro cefálico (Fig. 10-1).

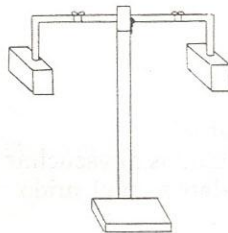


Figura 10-1 = Esquema del balanceador estereoaudiométrico

Realizada la selección del otoamplífono ya sea de un oído o de ambos, se coloca uno de ellos en el peor oído, con un volumen cómodo para el paciente,

el cual será mantenido durante el resto de la prueba. En el otro oído, se coloca un otoamplifono que puede ser similar al anterior en todas sus características o diferente, según sean las necesidades del paciente.

A continuación por el balanceador se pasa ruido blanco en ambos oídos a 30 dB sobre el umbral tonal. El paciente debe aumentar el volumen del segundo otoamplifono hasta lograr obtener la sensación de localizar el ruido en el centro de la cabeza; alcanzado este efecto, girará la cabeza sobre su eje cefálico caudal o se acercará a uno u otro parlante, para tener un aumento de sensación sonora del lado más cerca al parlante.

Luego se procede a evaluar el resultado, ya sea a través del balanceador o a campo libre.

Es conveniente para determinar las ventajas o desventajas de la indicación, que la evaluación sea realizada bajo condiciones diferentes: con ruido de fondo que venga detrás del paciente, con señal y ruido que lleguen en forma simultánea a un oído, con señal que llegue a un oído y ruido al otro en forma alternada en ambos oídos, y/o modificando la dirección de señal o ruido, por ejemplo, que esté a 90°, 45° ó 30° del eje fronto occipital.

Existen dos criterios para evaluar los resultados:

a) el estrictamente relacionado con la mejoría en los porcentajes de discriminación de palabras, ya sea en condiciones normales de audición sin interferencia de ruido o con las dificultades enumeradas anteriormente con respecto al equipamiento monoaural o biaural.

Estos porcentajes son netos al demostrar un mejor rendimiento, pero otras veces no lo son.

Desde el punto de vista estrictamente científico, si hay mejoría del porcentaje se debe indicar la colocación; en caso de no obtenerla, no se debe prescribir. En la práctica al ser consultado el paciente sobre el rendimiento del equipamiento biaural, difiere con los resultados obtenidos.

b) la evaluación subjetiva basada en lo que refiere el paciente con el uso de dos otoamplifonos después de un período de prueba.

Se resume la información dada por los pacientes en un grupo de estudio realizado por el Laboratorio Acústico Nacional de Australia, referente al equipamiento biaural.

Ventajas:

- Mejora la claridad de la palabra
- Audición balanceada
- Mejor audición en general
- Se encuentran más relajados al escuchar
- Mejor claridad de la palabra en el ruido
- Calidad natural
- Alivio del acúfeno
- Usan los audífonos con menos volumen
- Mejora la localización

Desventajas:

- Dificultad en balancear el volumen
- Se incrementa el ruido ambiental
- Problemas estéticos
- Viajando en automóvil se aumenta el ruido
- Dificultad para usar el teléfono

Se puede agregar como ventaja lo que señalan algunos pacientes: al tener dos audífonos, si se descompone uno, siempre tienen otro que les permite oír.

En cuanto a las desventajas muchas de ellas pueden obviarse, como balancear el volumen o colocar el otoamplífono si el paciente tiene quien lo ayude, ya sea grupo familiar, vecinos, o personal de una Institución (hospital, geriátrico, etc.).

Al viajar en automóvil o en condiciones circunstanciales de mucho ruido, se puede desconectar un audífono.

Para hablar por teléfono se conecta un otoamplífono a una bobina telefónica, mientras el otro audífono le permite oír si alguien habla a su alrededor o suena el timbre, etc.

Lo único que no se puede solucionar es cuando el rechazo es de origen estético, porque se acentúa o hace más visible su defecto. Pero en general estos pacientes tienen rechazo al equipamiento monoaural. Sólo una buena persuasión o demostrar las ventajas de la audición amplificada puede llevar a solucionar este inconveniente.

La experiencia ha demostrado las ventajas del equipamiento binaural y los pacientes que durante largo tiempo usaron un solo otoamplífono, al equiparlo binauralmente y mejorar su condición auditiva, reprocharon por no haberlo hecho desde un principio.

EQUIPAMIENTOS ESPECIALES

Se denomina así a diversos equipamientos que por la característica de la pérdida auditiva difieren del descripto anteriormente.

Desde 1965 Harford y Barry ponen en práctica la idea original de Fowler que coloca otoamplífonos a aquellos pacientes con hipoacusia unilateral profunda y que denominaron como equipamiento CROS (Contralateral Routing Of Sound). Posteriormente se fueron incorporando otros de acuerdo con las características de la pérdida auditiva de los pacientes.

Se señalan brevemente las características de ellos y su indicación:

CROS

Este equipamiento estaba primitivamente destinado a pacientes que tenían una hipoacusia profunda o anacusia en un oído, mientras que el otro tenía audición normal.

Su objetivo primordial es mejorar la audición del paciente cuando la señal llega a su oído peor, eliminando el efecto de pantalla de la cabeza. Para ello se coloca el amplificador y el auricular en el oído normal, mientras que el micrófono se usa en el oído con el déficit auditivo no equipable (Fig. 10-3).

Para evitar la sensación de oído tapado con el molde cerrado, se utiliza el molde abierto. Dado que este molde produce un aumento de intensidad de las frecuencias agudas, trae malestar en el oído normal del paciente.

Por ello se cambió la indicación y en la actualidad el CROS, también llamado **CROS CLASICO** (CLASSIC-CROS), está destinado a **pacientes que tienen un oído que no se puede equipar, mientras que el otro oído tiene una audición con una pérdida leve en los tonos agudos** (Fig. 10-2).

Los elementos que constituyen el sistema pueden ser sostenidos en unidades retroauriculares, en audigafas o en una versión más moderna: por sistema de radiofrecuencia.

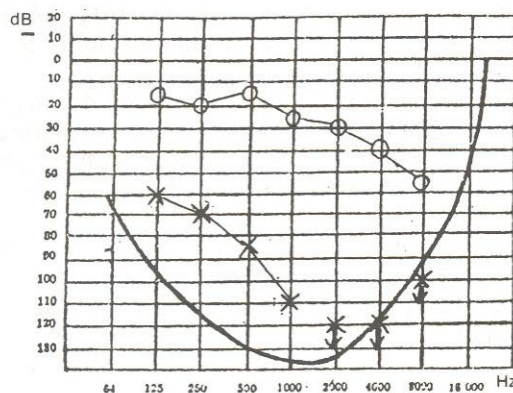


Figura 10-2 = Indicación de CLASSIC-CROS

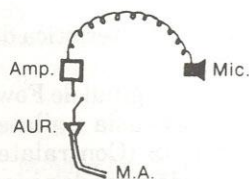


Figura 10-3 = CLASSIC-CROS

Mic: micrófono
Amp: amplificador
Aur: auricular
M.A. molde abierto
M.C.: molde cerrado
T.P.: tubo de polietileno

MINI-CROS

Este equipamiento está destinado a **pacientes que tienen un oído con una hipoacusia que no puede ser ayudada con un otoamplifono, mientras que el otro es normal** (Fig. 10-4).

El micrófono se coloca en el oído que no puede ser equipado, el amplificador del lado normal, y para evitar los inconvenientes del molde abierto, lleva un tubo pequeño de polietileno que se coloca a la entrada del C.A.E. (Fig. 10-5).

Con este dispositivo se reducen los efectos de pantalla de la cabeza en una pérdida unilateral, y consecuentemente se elimina la amplificación que no necesita el oído normal.

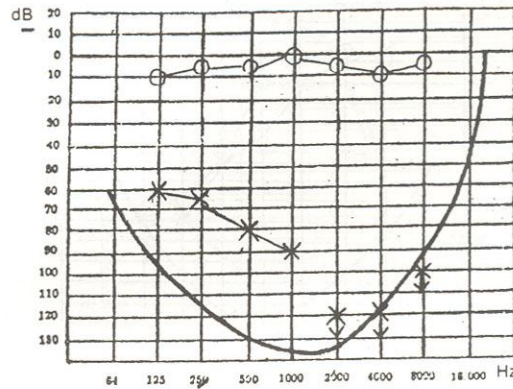


Figura 10-4 = Indicación de MINI-CROS

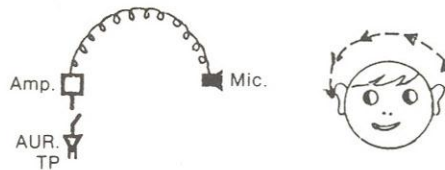


Figura 10-5 = MINI-CROS

HI-CROS

Es una versión muy particular del CROS, destinado a pacientes que tienen una **pérdida bilateral con caída en los tonos agudos (Fig. 10-6).**

La explicación dada por Harford para la creación de este tipo de audífono era que mientras el CLASSIC-CROS se usa para eliminar el efecto de sombra o pantalla de la cabeza, el HI-CROS utiliza la atenuación de la cabeza para proveer una mejor amplificación de los sonidos de frecuencia alta con un molde abierto.

Según el autor produce una mejora en la discriminación auditiva, especialmente en conversaciones en ambiente ruidoso.

La forma de implementar este sistema es: en un oído se coloca el

micrófono y en el lado contrario el amplificador y el auricular con molde abierto (Fig. 10-7).

La curva de respuesta del audífono será la correspondiente al tipo de la pérdida auditiva.

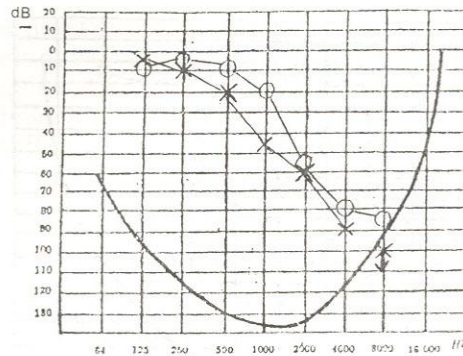


Figura 10-6 = Indicación de HI-CROS

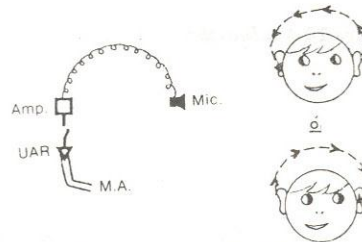


Figura 10-7 = HI-CROS

FOCAL-CROS

Está destinado a pacientes que tienen un oído que no puede ser ayudado, mientras que su oído mejor tiene una caída brusca en las frecuencias agudas a partir de 1.000 Hz. Puede estar también indicado en pacientes con caídas bruscas en los dos oídos (Fig. 10-8).

En este sistema, el micrófono está ubicado dentro de un tubo de polietileno que se coloca en el conducto auditivo externo del oído no equipable, donde se recibe el sonido. El amplificador y el auricular con molde abierto se colocan en el oído mejor (Fig. 10-9).

Se invoca como razón de este sistema que el micrófono o el tubo utilizan las características de resonancia del C.A.E. y mejoran las frecuencias agudas de las palabras, haciendo que se necesite menor ganancia del otoamplifono para los tonos agudos, permitiendo menor distorsión.

Se han sugerido como posibles usuarios a pacientes que desarrollan actividad al aire libre y en especial aquellas profesiones que se efectúan a niveles altos (albañiles, limpiadores de vidrios, antenistas, etc), dado que este tipo de equipamiento hace menos molesto el ruido que produce el viento sobre el micrófono.

También se señala que posiblemente descienda la amplificación del ruido circundante en lugares ruidosos incrementando el promedio señal-ruido.

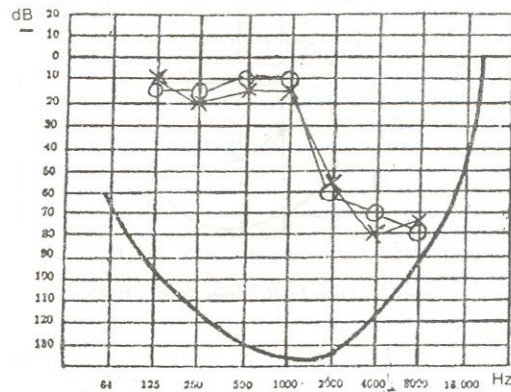


Figura 10-8 = Indicación de FOCAL-CROS

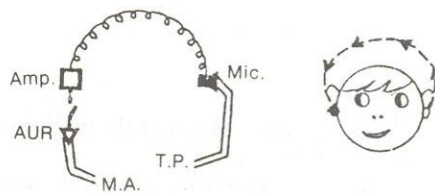


Figura 10-9 = FOCAL -CROS

BICROS

Esta forma de equipamiento está destinada a pacientes que en un oído tienen una pérdida auditiva que no puede ser equipada, mientras que en el otro oído existe un déficit que requiere un otoamplifono (Fig. 10-10). Del lado equipado lleva el audifono con molde cerrado y se le agrega un micrófono que estará situado del lado no ayudable (Fig. 10-11).

El BICROS (BiContralateral Routing Of Sound), ofrece al paciente un incremento para la percepción de la palabra originada a ambos lados de la cabeza.

La posibilidad de colocar en el audifono una llave que abra o cierre el micrófono contralateral, permite al paciente conectarlo o no cuando se usa en ambientes muy ruidosos.

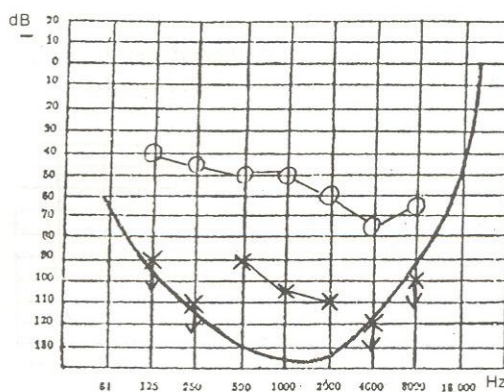


Figura 10-10 = Indicación de BICROS

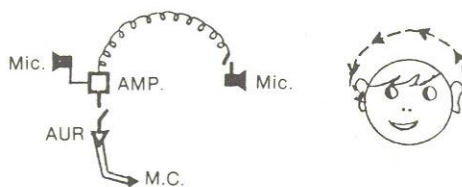


Figura 10-11 = BICROS

OPEN-BICROS

Es una modificación del anterior. En vez de utilizar un molde cerrado utiliza un molde abierto (Fig. 10-13).

Por lo tanto la indicación estaría reservada para aquellos pacientes que tienen una hipoacusia no mejorable con un audífono, mientras que el otro oído presenta una pérdida auditiva con predominio de caída en los tonos agudos (Figura 10-12).

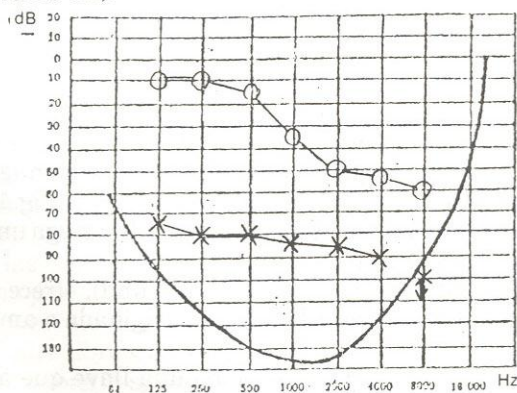


Figura 10-12 = Indicación de OPEN-BICROS

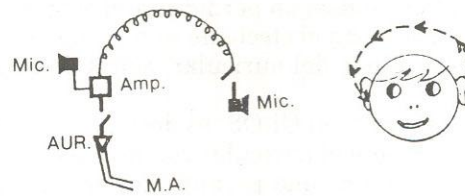


Figura 10-13 = OPEN-BICROS

UNI-CROS

Es otra variante del BICROS. Está destinado a pacientes con pérdidas auditivas simétricas o asimétricas que pueden ser equipadas (Fig. 10-14).

En estos pacientes se podría utilizar el equipamiento biaural biprotésico, pero al no ser tolerado el sonido producido por los dos micrófonos debido a la diferencia de tonalidad, se utilizan dos otoamplifonos conectados a un solo micrófono (Fig. 10-15).

Este sistema queda reservado para casos excepcionales. Las curvas de respuesta de cada otoamplifono se adaptan a la curva de cada oído.

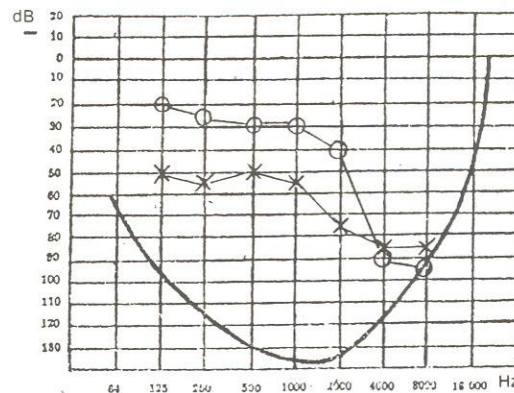


Figura 10-14 = Indicación de UNI-CROS

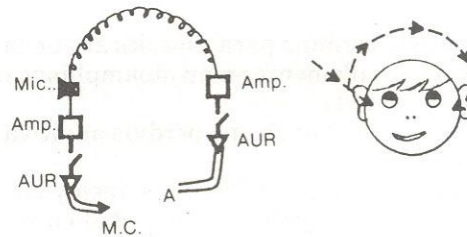


Figura 10-15 = UNI-CROS

POWER-CROS

Este equipamiento se indica en pérdidas auditivas bilaterales de 70 u 80 dB (Fig. 10-16). Aprovecha el efecto de sombra de la cabeza al permitir el alejamiento del micrófono del auricular, evitando el acople o retroalimentación.

La disposición es idéntica al CROS, es decir, en un oído el micrófono y en el otro la amplificación y el auricular con molde cerrado (Fig. 10-17).

La ventaja del sistema es que permite una ganancia mayor que los otoamplifonos convencionales o equipamiento monoaural monoprotesico.

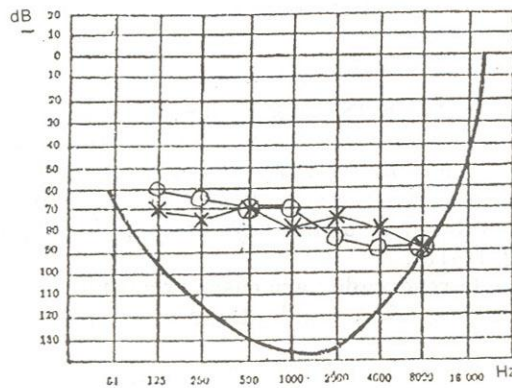


Figura 10-16 = Indicación de POWER-CROS

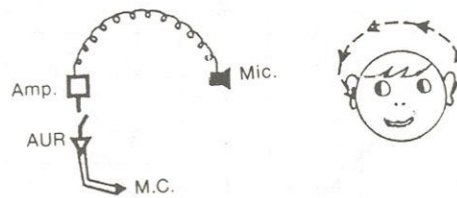


Figura 10-17 = POWER-CROS

IROS

Green (1969) creó este término para especificar que la ruta de la señal es ipsilateral. Consiste simplemente en un otoamplifono convencional con un molde abierto (Fig. 10-19).

Se indica en pacientes que tienen una pérdida auditiva leve en los tonos agudos (Fig. 10-18).

Este sistema se aleja del sistema CROS. Se incluye para completar los diferentes sistemas ideados y que fueron novedad en su momento por la aparición del molde abierto.

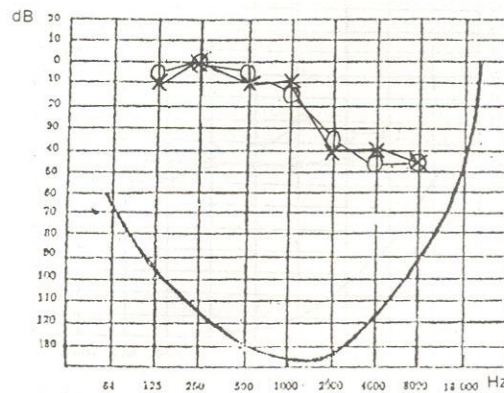


Figura 10-18 = Indicación de IROS

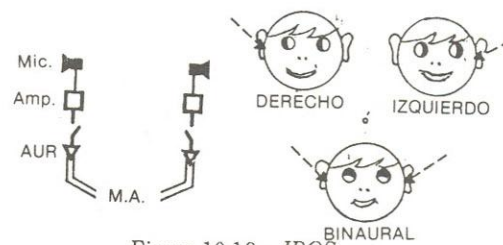


Figura 10-19 = IROS

FROS

Es una modificación del IROS creada por A. R. Dunlavy, y significa Front Routing Of Sound.

Consiste en colocar el **micrófono en una audigafa** en la porción frontal del armazón, alejándolo así del auricular y permitiendo por lo tanto amplificar la ganancia del audífono sin el inconveniente de la retroalimentación.

MULTI-CROS

Es la síntesis del sistema CROS que permite que un otoamplífono, con simples aditamentos, se transforme en distintos equipamientos.

Básicamente es un BICROS, con una llave de encendido y apagado en cada micrófono para anular uno o emplear ambos. Permite ser utilizado como CLASSIC-CROS, BICROS, OPEN-CROS, Audífono monoaural convencional, etc. (Fig. 10-21).

Puede ser usado en oído derecho o izquierdo, y adaptarlo a variaciones imprevisibles de audición (Fig. 10-20).

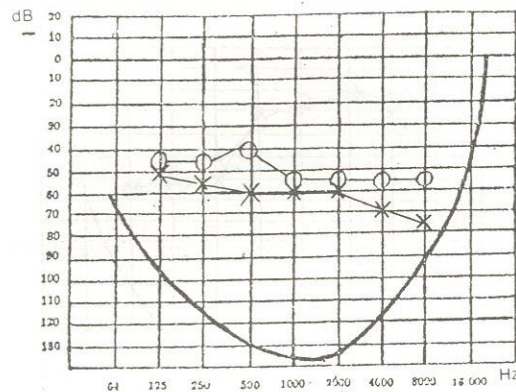


Figura 10-20 = Indicación de MULTI-CROS

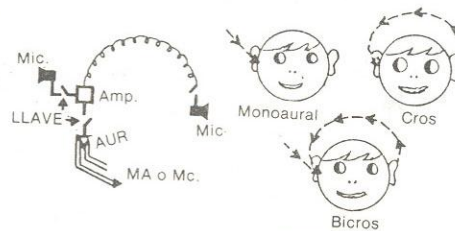


Figura 10-21 = MULTI-CROS

Como síntesis del sistema CROS:

- CLASSIC-CROS, MINI-CROS, BI-CROS, OPEN-BICROS y MULTI-CROS eliminan el efecto sombra de la cabeza para mejorar la audición.
- HI-CROS, FOCAL-CROS y POWER-CROS utilizan el efecto sombra para mejorar la audición.
- MULTI-CROS y UNI-CROS pueden eliminar o usar el efecto sombra de la cabeza.

El otólogo frente a una pérdida auditiva, ya sea unilateral o bilateral, debe tener como meta la restauración de la audición biaural para aprovechar las ventajas que ello produce y que fisiológicamente está demostrado. Tiene a su disposición diferentes métodos que permiten su realización. Por ello se impone el conocimiento de los mismos para indicar al paciente aquél que mejor le rinda.

Para no equipar en forma biaural, se invocan frecuentemente razones

económicas, ya sea por parte del paciente, del Estado, o de Obras Sociales. ¿Pero se puede rechazar una Tomografía Computada o una Resonancia Magnética Nuclear a cambio de una radiología simple invocando razones económicas? La respuesta es NO.

Por ello se debe insistir en aquel método que sea óptimo para el paciente. Para sostener esta afirmación, en los países nórdicos el médico debe justificar porqué no indica un equipamiento binaural. Es de esperar que también sea obligatorio en nuestro país.

BIBLIOGRAFIA

Bustamante, A.; Mines, A.; Erdocian, S. (1971). El balanceador estereoaudiométrico. Actas del V Congreso Argentino de Fonoaudiología. Buenos Aires, Argentina (155-169).

Bustamante, A.; Mines, A.; Erdocian S. (1971). Prótesis auditivas Monoaural-Biaural, Cros y Bicos. Actas del XII Congreso Argentino de Otorrinolaringología. Buenos Aires, Argentina (321-326).

Fowler E.P. (1960). Bilateral Hearing Aids for Monoaural total Deafness: A suggestion for Better Hearing. *Archives of Otolaryngology*, 72: 57-58.

Green, D. S. (1969). Non-Occluding earmolds with CROS and IROS Hearing aids. *Archives of Otolaryngology*, 89, 3: 512-522.

Harford, E. (1966). Bilateral CROS *Archives of Otolaryngology*, 84: 426-432.

Harford, E. (1966). Bilateral CROS Two-Sided Listening with one Hearing Aid. *Archives of Otolaryngology*, 84: 426-432.

Harford, E. y Barry, J. (1965). A Rehabilitative Approach to the Problems of Unilateral Hearing Impairment: The Contralateral Routing of Signals (CROS). *J. Speech Hearing Disorders*, 30: 121-138.

Harford, E. y Dodds, E. (1966). The Clinical Application of CROS. A Hearing Aid for Unilateral Deafness. *Archives of Otolaryngology*, 83: 455-464.

Harford, E. y Musked, C. (1964). Binaural Hearing with one Hearing Aid. *J. Speech Hearing Disorders*, 29: 133-146.

Schaudinischky, L.H. (1965). New Hearing Aid for the Monoaurally Deaf Restoring Binaural Hearing. *Acta Otolaryngology*, 60: 461-466.

XI

REHABILITACION DEL PACIENTE EQUIPADO

Prof. María T. Carchio de Peralta
Prof. Noemí Cantiano

I - REHABILITACION AUDITIVA EN EL ADULTO

Conceptos lingüísticos y fonéticos vinculados con la capacidad de decodificar

Ferdinand de Saussure (1976) destacó a la lengua y al habla como los elementos esenciales del lenguaje y citó al circuito de la palabra como el acto básico en la comunicación humana. Desde esta perspectiva el enfoque de la función auditiva (decodificación) que culmina en la corteza cerebral o cortex temporal auditivo, va a depender de la percepción de los sonidos fonéticos y del conocimiento y la capacidad subyacente que se debe tener para utilizar el lenguaje.

De acuerdo a conceptos vertidos por Luria (1978), los sonidos fonéticos o del lenguaje desde el punto de vista de su función, en un sistema dado de comunicación lingüística, son sonidos complejos producidos por los órganos de la articulación y de la fonación y están formados de acuerdo a las reglas de ese sistema, que tiene su propia estructura fonética particular.

Para discriminar los sonidos verbales es necesario la intervención de la corteza auditiva; no así para la percepción de los sonidos tonales, que se da a nivel subcortical. Es en el cortex temporal auditivo donde se produce una actividad selectiva de los sonidos fonéticos, los cuales son analizados y sintetizados de acuerdo a sus características distintivas. Según Slovin: "La gente aprende a hacer distinciones perceptuales entre los datos acústicos, cuando éstos desempeñan un papel sistemático en la estructura fonológica de su lengua".

Para nuestro idioma las unidades o rasgos distintivos se denominan fonemas. En todos los sistemas lingüísticos dos fonemas pueden oponerse por más de un rasgo distintivo, ej: "p" y "d" son oclusivas (1º rasgo); "p" es sorda y "d" es sonora (2º rasgo) (Bouton, 1982).

Existen además otros rasgos que son importantes para el significado y la comprensión del lenguaje, como son la altura, la intensidad y el timbre. Y aunque éstos no son distintivos en nuestro idioma, pueden serlo en otro.

En algunas lenguas un cambio de tonalidad o de duración en la pronun-

ciación de los fonemas puede alterar el significado de la palabra. Esta función de diferenciación del analizador auditivo es la que permite el desarrollo del aspecto fonológico del lenguaje. La constancia de los rasgos fonético-fónicos en su interacción, es una característica esencial del lenguaje, es la consolidación de esos rasgos para reconocerlos, producirlos y poder expresar un mensaje.

La decodificación del lenguaje representa un complejo proceso de análisis y síntesis, donde la articulación participa junto al analizador auditivo en la selección de los indicios fonémicos, y construyen la serie de fonemas consonantes para poder discriminarlos y reproducirlos.

La articulación y la decodificación de los signos fonémicos de una lengua determinan la función auditiva del lenguaje y la función auditiva de la música. Esto fue demostrado en 1958 mediante el reconocimiento de dos tonos idénticos presentados, con las características formantes de dos sonidos diferentes (u-i). Se llegó a la conclusión de que eran identificados sin dificultad por sujetos cuyas lenguas tenían la tonalidad como uno de los rasgos distintivos (Luria, 1978). Desde el punto de vista de la neurofisiología, esos rasgos significativos que son característicos en cada lengua, se transforman en señales porque tienen un valor diferente a otros rasgos que no estimulan a ese analizador de la misma manera.

Algunas investigaciones de Tadanobu Tsunoda (Brabyn, 1978) han tenido por objeto determinar cómo las personas normoyentes reaccionan ante estímulos auditivos dirigidos a uno y otro hemisferio cerebral. Una de estas experiencias fue realizada teniendo en cuenta el predominio de los hemisferios derecho e izquierdo del cerebro, en relación con la lengua materna. Quedó demostrado que la corteza cerebral es capaz de discernir las características estructurales (acústicas) de los sonidos, y que el predominio del hemisferio izquierdo o derecho del cerebro, depende básicamente de la estructura del sonido escuchado, siendo el medio auditivo y lingüístico que había rodeado al individuo durante las etapas del proceso de desarrollo del lenguaje, el factor que determinaba las diferencias.

Conclusiones sobre fisiología de la fonética

Para el estudio de problemas adquiridos de decodificación semántica de causa neurosensorial auditiva, es importante tener en cuenta algunos principios básicos mediante los cuales se van integrando las unidades distintivas de nuestro idioma que posibilitan la función auditiva.

A través de métodos de registro eléctrico, los rasgos distintivos de nuestro idioma (fonemas) fueron analizados y sintetizados según sus características físicas y aún variando estas últimas, para investigar su efecto sobre la identificación auditiva.

Las conclusiones más sobresalientes de algunos autores son las siguientes:

- 1- Licklider y Miller consideran que el que escucha no parece depender de la amplitud solamente, ni de la frecuencia o el tiempo. El determi-

nante acústico fundamental de su respuesta es la distribución de la energía en diferentes frecuencias, como función de tiempo (Lord, 1976).

- 2- Liberman, Cooper y Delattre sostienen que la consonante depende no sólo del estímulo físico que representa a la consonante, sino también de la vocal que le sigue (Lord, 1976).
- 3- Egan afirma que una palabra es percibida como un todo, que es algo diferente de la simple suma de sus partes. En un tiempo determinado se pueden reconocer muchas más unidades de lenguaje, sean palabras o letras impresas, si se presentan como palabras y no como sílabas sin sentido, o si lo hacen como frases y no como palabras aisladas (Lord, 1976).
- 4- Lashley opina que una oración es una serie de palabras que se suceden una a la otra en el tiempo, y está sujeta a leyes por las cuales el significado de las primeras palabras puede modificar o ser modificado por las que le siguen (Lord, 1976).

Las conclusiones sobre rasgos distintivos de nuestro idioma se han corroborado a través de la logaudiometría, teniendo en cuenta las características que presentan las curvas de inteligibilidad de frases, palabras bisilábicas y monosilábicas (Fig. 11-1).

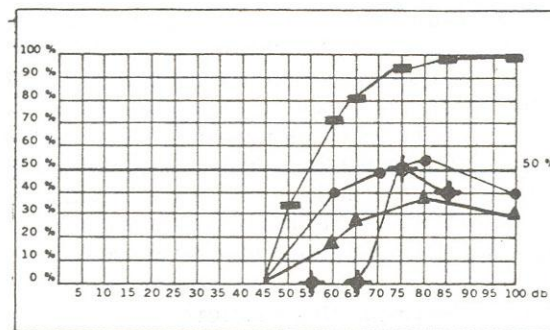


Figura 11-1 = Niveles de discriminación según el material empleado

- Logaudiometría con auriculares empleando palabras fonéticamente balanceadas
- Logaudiometría a campo libre empleando frases
- Logaudiometría a campo libre empleando palabras bisilábicas
- ▲▲ Logaudiometría a campo libre empleando palabras monosilábicas

Características de los pacientes adultos que necesitan de un programa de rehabilitación auditiva

- a) Tipo de hipoacusia: perceptiva o mixta con fuerte componente perceptivo
- b) Nivel de pérdida auditiva: leve a severa
- c) Nivel de inteligibilidad: inferior al 40%

Estos pacientes tienen poca dificultad para reconocer los suprasegmentos, o sea las características prosódicas del habla (acentuación-entonación). Discriminan sonidos vocálicos con un importante grado de confiabilidad por la baja frecuencia y alta intensidad que intervienen en las características acústicas de estos sonidos. Tienen dificultad en la discriminación de los rasgos distintivos de los fonemas *p*, *t* y *k*, los cuales son altamente confundibles.

La mayoría de estos pacientes pueden identificar uno de los rasgos distintivos; ej.: si la consonante es sonora o no.

Las personas que padecen hipoacusias neurosensoriales con más del 40% de discriminación, requerirán de un programa menos intensivo que se encuadra dentro de una adaptación al uso del audífono.

d) Problemas de discriminación en la conversación, de acuerdo a los diferentes grados de pérdida auditiva:

- Leve a moderada: presentan buena discriminación en conversación con una o varias personas. A más de 1 m de distancia pierden una parte del mensaje. Están más comprometidos aquellos quienes tienen una actividad constante, ya sea por trabajo o vida social.

- Moderada a severa: tienen dificultades en la decodificación de la conversación con una o varias personas y trastornos en las actividades diarias, especialmente cuando desarrollan tareas de atención al público.

- Severas a profundas: Presentan graves dificultades de discriminación. Está interrumpida la comunicación verbal a niveles de voz normal en conversación con una o varias personas. En la mayoría de los casos no tienen buena aceptación social ni familiar. Comienzan a aislarse y se alejan de toda actividad que les exija rendimiento auditivo.

e) Edad, nivel intelectual y condiciones socioculturales del paciente: son características importantes que deberán tenerse en cuenta en la planificación del programa de rehabilitación auditiva que se va a desarrollar.

Objetivo de la rehabilitación auditiva en el adulto

El fundamento de las técnicas de rehabilitación auditiva es recuperar la discriminación de los rasgos distintivos de la lengua que el paciente hipoacúsico puede llegar a decodificar mediante la utilización del audífono (amplificación), contribuyendo así al aprovechamiento de la audición residual y a un mejor ajuste social y emocional.

La práctica de la rehabilitación auditiva en pacientes hipoacúsicos que presentan dificultades de adaptación al audífono, ha demostrado que a través de dicho recurso terapéutico se logra mejorar, en la mayoría de los casos, la capacidad de comunicación.

Se trata en su totalidad de jóvenes y adultos que han adquirido una hipoacusia perceptiva o mixta con fuerte componente perceptivo, posterior al proceso de desarrollo del lenguaje.

Es común enfrentarse a menudo no sólo con las dificultades audiológicas

de cada uno de los pacientes, sino que se agrega la resistencia al uso del audífono por razones estéticas; también la desesperación, impaciencia e incompreensión por parte de los familiares de las dificultades concretas que tiene el hipoacúsico adulto en la vida diaria, como son: mantener una conversación con varios interlocutores, compartir un programa de TV, asistir a una sala de espectáculos, etc.

Es necesario entonces explicar al paciente y a sus familiares que el audífono "no convierte la audición deficitaria en una audición normal, sino que modifica y restablece lo que puede recibir del medio sonoro" (Morgon, Aimard y Daudet, 1978).

Cada hipoacúsico debe ser rehabilitado de acuerdo a sus necesidades particulares, teniendo en cuenta:

- Audiometría tonal liminar
- Logoaudiometría con auriculares
- Logoaudiometría a campo libre utilizando frases
- Logoaudiometría a campo libre utilizando palabras bisilábicas
- Logoaudiometría a campo libre utilizando palabras monosilábicas
- Pruebas supraliminares
- Impedanciometría
- Selección de audífonos
- Aptitud para la lectura labial
- Edad
- Aspectos socioculturales (idioma, ocupación, etc.)
- Aspectos psicológicos

Técnica empleada

La metodología utilizada en la rehabilitación auditiva es la siguiente:

- a) Imitación de diferentes modelos por vía auditiva y visual
- b) Repetición de los mismos
- c) Imitación de los modelos por vía auditiva
- d) Repetición de los mismos

La repetición de los modelos audiovisofonéticos y audiofonéticos cumple en la rehabilitación auditiva un papel preponderante, teniendo en cuenta que la decodificación del lenguaje es un complejo proceso de análisis y síntesis, en el que la articulación y el analizador auditivo participan en la selección de las características distintivas de la lengua.

Este proceso de repetición se ejecuta cada vez que no se entiende el mensaje, realizando en voz alta una transfonetización, lo que ayuda a la comprensión.

Material

Es importante la elección adecuada del material a emplear en cada caso en particular. El significado de las palabras utilizadas actúa como facili-

tador por vía semántica para la decodificación de los modelos utilizados.

Teniendo en cuenta los porcentajes de discriminación de frases, palabras bisilábicas y monosilábicas del paciente, los planes de rehabilitación se orientan a intensificar cada uno de los aspectos mencionados de acuerdo a las dificultades individuales.

El material consiste en:

- conversación de acuerdo a los intereses del paciente
- palabras agrupadas por categoría semántica y su aplicación en oraciones. Ejemplo: frutas, prendas de vestir, oficios, herramientas, negocios, etc.
- palabras agrupadas de acuerdo a su composición fonética con determinado fonema inicial, intermedio o final, en palabras monosilábicas, bisilábicas, trisilábicas, polisilábicas y su aplicación en oraciones.

Los siguientes ejemplos fueron extraídos del material facilitado por el Area de Fonoaudiología del Servicio de ORL del Hospital Nacional Bernardino Rivadavia.

Palabras monosilábicas palabras bisilábicas palabras trisilábicas palabras polisilábicas

F inicial			
flor	faro	familia	filamento
fin	falta	famoso	ferretería

F intermedia			
	marfil	inferior	afiliado
	delfín	cafetal	infiltrado

F final			
puf			
uf			

Fl inicial			
flan	flecha	flotante	flexibilidad
flor	fleco	florero	floricultor

Fl intermedia			
		conflicto	inflamatorio
		inflexión	afligirse

Oraciones

- Francisco viajó en el ferrocarril de la Federación, fuera de la zona infectada de insectos.
- El resfrío fue provocado por un enfriamiento.

Durante la primera etapa de la rehabilitación, es de suma importancia la utilización de equipos auxiliares (amplificador por aro magnético o reeducador auditivo por FM), ya que estos sistemas crean condiciones de

audición favorables ante situaciones que el audífono no puede contrarrestar, como ocurre con el ruido, la reverberación y la distancia, que inciden directamente en la comprensión del mensaje.

En la segunda etapa de la rehabilitación el uso de estos equipos se va reduciendo, hasta realizarla sin su utilización; primero se trabaja en ambiente silente y luego en ambiente ruidoso, de manera que el paciente se encuentre en las condiciones naturales de relación señal/ruido, en que se va a desenvolver en la vida diaria.

Conclusiones

La rehabilitación auditiva debería considerarse en todos aquellos pacientes que nunca hayan usado audífono, tengan o no dificultades en la comunicación, dado que los controles posteriores a la selección de otoamplifonos demuestran que la mayoría de los casos con severos problemas han logrado superarlos.

Los resultados de la rehabilitación se pueden obtener más rápidamente con la utilización de equipos auxiliares. Los pacientes que en la logoaudiometría alcanzan una discriminación entre el 0 y el 25% (palabras bisilábicas) generalmente prefieren el empleo del amplificador por aro magnético, refiriendo mayor confort y claridad. En cambio en aquellas hipoacusias que superan el 25% de discriminación (palabras bisilábicas) el uso de los reeducadores auditivos por FM agiliza la rehabilitación, debido a la estimulación óptima que permiten realizar al utilizar micrófonos ambientales que favorecen la autopercepción de la voz.

Para la evaluación de los datos obtenidos en la rehabilitación se utiliza un gráfico, donde se consigna:

- Nombre:
- Edad:
- Ocupación:
- Idioma natal:
- Fecha de ingreso:
- Fecha de egreso:
- Periodicidad de las sesiones de rehabilitación:
- Audífono seleccionado:
- Tipo de molde:
- % de discriminación con auriculares:
- % de discriminación a campo libre:
- % de discriminación a campo libre con audífono (antes de la rehabilitación):
- % de discriminación a campo libre con audífono (después de la rehabilitación):

- Observaciones:

- Modelo del reeducador:
- Accesorio del reeducador utilizado:

II - REHABILITACION AUDITIVA EN EL NIÑO (POST-EQUIPAMIENTO PROTESICO)

Importancia

La deficiencia auditiva priva al niño de experiencias acústicas que no sólo van a incidir en las aptitudes lingüísticas posteriores, sino que traen asociadas un desajuste afectivo-emocional a causa de la falta de anticipación a las situaciones del mundo exterior.

La estimulación post-equipamiento como parte de un programa integral de reeducación, tiende a compensar los desniveles del lenguaje derivados de la pérdida auditiva; abarca contenidos básicos tendientes a favorecer el desarrollo de la discriminación auditiva o audiofonética. Permite al niño hipoacúsico beneficiarse aprovechando al máximo los restos auditivos que posee.

En la estimulación auditiva se tiene en cuenta: la edad cronológica del niño, el momento en que fue equipado, el nivel del lenguaje y los estudios audiológicos realizados. La función auditiva coincide con el desarrollo del lenguaje del niño y el progreso de sus aptitudes para el habla.

El lactante responde en forma diversa a diferencias acústicas entre categorías sonoras locutivas (Northern y Downs, 1974) y refuerza las que responden a sus intereses.

La maduración de los mecanismos de la función auditiva progresa a medida que el lactante puede distinguir los contrastes fonéticos.

El uso reiterado de sonidos vocálicos indica el momento en que la retroalimentación auditiva es activa, es decir que se inicia la coordinación de las funciones auditiva y fonatoria.

En los niños hipoacúsicos las vocalizaciones son idénticas a los niños oyentes aproximadamente hasta los 5 ó 6 meses. La presencia de un déficit auditivo hace que si esta actividad espontánea no es reforzada no pueda llegar a ser voluntaria.

El niño deficiente auditivo debe aprovechar al máximo el resto de audición de que dispone, para que a través de la repetición y comparación de los diferentes ruidos y sonidos del medio auditivo y lingüístico, logre el reconocimiento o gnosias auditivas para la posterior decodificación semántica. La estimulación pasa a ser el principal puente de comunicación y transmisión de los sonidos, estableciendo las distinciones fonéticas necesarias, por medio de criterios que no son los que utiliza el oyente normal.

Incidencia de la pérdida auditiva en el desarrollo del lenguaje oral y la comunicación

La habilidad para utilizar la audición en la comunicación lingüística varía de acuerdo al nivel auditivo para el lenguaje (promedio de las frecuencias 500, 1.000 y 2.000 Hz), edad de aparición de la hipoacusia, profundidad y tipo de pérdida auditiva, inteligencia del niño, adiestramiento previo y especialmente la edad en que fue equipado (Silverman, 1971). También son factores importantes la actitud de los padres y su comprensión del significado de la hipoacusia.

Las diferencias de niveles de pérdida auditiva no siempre son significativas para determinar el grado de desarrollo en la comunicación, sino que depende entre otros factores del máximo aprovechamiento de los restos auditivos de cada caso en particular.

Es importante tomar en cuenta ciertos parámetros que no deben considerarse con rigidez, ya que son orientativos para el conocimiento de las habilidades lingüísticas posteriores y las necesidades particulares, de acuerdo al deterioro que la pérdida auditiva haya producido antes de la adquisición del lenguaje.

Por lo tanto, la detección precoz de la pérdida auditiva, equipamiento protésico y rehabilitación lograrán compensar los desniveles lingüísticos que se presenten.

Características del lenguaje según el nivel de pérdida auditiva del niño

- Inferior a 30 db:

Puede tener dificultades en la audición de la voz suave o a distancia. Posibilidad de algunas perturbaciones articulatorias. En general el desarrollo del lenguaje es correcto. A veces hay retardo en el aprendizaje y adquisición del mismo y falta de atención. Estas hipoacusias suelen pasar inadvertidas.

- Entre 30 y 45 dB:

Dificultades en la conversación a distancia, si la voz del que habla es suave. Oye todo cuanto se le dice, pero no comprende más que una parte del mensaje; puede presentar algunos defectos de articulación.

- Entre 45 y 60 dB:

Entiende una conversación en voz fuerte; tiene muchas dificultades fonoarticulatorias. Muchos niños de acuerdo a sus posibilidades intelectuales logran estructurar el lenguaje apoyados en la lectura labial.

- Entre 60 y 80 dB:

Identifica sonidos del medio ambiente y las vocales, pero tiene dificultades en la discriminación de las consonantes.

- Más de 80 dB:

Puede oír sonidos intensos y no adquiere lenguaje. La audición no es la vía primaria de comunicación.

Objetivos de la reeducación post-equipamiento en el niño

Los objetivos a los que apunta la reeducación post-equipamiento no pueden desvincularse de los del programa integral de reeducación del niño hipoacúsico, mediante los que aprende a utilizar todos los sentidos para comunicarse con el mundo que lo rodea.

El control auditivo no debe estar ausente ni disociado del aprendizaje del lenguaje, considerando a la reeducación auditiva como base de la reeducación de la palabra.

Es importante señalar que un niño equipado recientemente necesita integrar lo que oye, toca y ve para comprender el mundo exterior.

El principal objetivo de la estimulación post-equipamiento es despertar en el niño el deseo de escuchar: su propia voz, los sonidos que él mismo produce, a un interlocutor, etc. Para llegar a ello, es necesario enseñarle a oír ruidos y sonidos gratificantes, o sea, aquellos que pueda percibir, de acuerdo a la amplificación obtenida con su audífono, evitando estimularlo con ruidos y sonidos sobrecargados de información que puedan producir desagrado. De esta manera, lograr los objetivos siguientes será una tarea más sencilla y orientada a:

- Aprovechar al máximo los restos auditivos.
- Mejorar la percepción del lenguaje oral.
- Lograr una buena calidad de voz e inteligibilidad de la expresión oral.
- Desarrollar alertas que son importantes para su seguridad física.

Técnica empleada

La rehabilitación post-equipamiento puede realizarse en tres niveles, respetando los parámetros establecidos en la selección de audífonos:

- 1- Conciencia del sonido
- 2- Discriminación de la palabra facilitada por el significado.
- 3- Discriminación audiofonética.

Para que la estimulación sea efectiva se toman en cuenta datos como la distancia (en hipoacusias leves), la obturación del mejor oído (en pérdidas de audición asimétricas) y en todos los casos el porcentaje de discriminación con y sin lectura labial.

Durante la selección de audífonos en niños se utilizan los recursos necesarios para determinar los diferentes niveles de percepción auditiva, que es base fundamental para un posterior plan de rehabilitación post-equipamiento.

1- Conciencia del sonido:

Se le crea al niño la sensación del mundo sonoro mediante la presentación de diferentes sonidos relacionados con sus experiencias, los que le

permiten desarrollar la actitud de alerta y tener inmediata respuesta a la orientación y localización de la fuente sonora. Se le enseña a reaccionar frente a la presentación de un estímulo sonoro. La repetición de esta situación le facilita el aprendizaje de otros sonidos.

El niño comienza a imitar y a reproducir su propia voz. Luego de algún tiempo llega a reconocerse a sí mismo como fuente que también produce señales sonoras.

La figura materna tiene en esta etapa un rol fundamental, estimulando al niño a través de producciones vocálicas. Este juego entre la madre y el niño implementa el primer juego vocal y desarrolla la retroalimentación auditiva. Se establece un feedback afectivo, auditivo y táctil.

2 - Discriminación de la palabra facilitada por el significado:

A medida que el niño hace más distinciones acústicas en la emisión de los fonemas (vocales y consonantes), mejora y enriquece la discriminación de esos sonidos, aumentando el capital auditivo.

En una primera etapa, en el enriquecimiento de la discriminación de palabras, es necesario estimular al niño con apoyo del significado. Se le enseña así a descubrir los sonidos simples de vocales y consonantes.

En dicha estimulación se emplean vocabularios categoriales, por ejemplo: animales, prendas de vestir, juguetes, etc. Con material apropiado y acorde a las necesidades individuales de cada niño (láminas, objetos concretos, etc.), se facilita el reconocimiento correcto de la palabra.

El objeto de esta ejercitación es que el niño asocie en forma correcta la articulación del fonema con el sonido correspondiente, evitando así la posibilidad del aprendizaje deformado de una palabra. Ej.: "cato" por "gato".

La ejercitación del ritmo fonético, la entonación y el tiempo de los diferentes elementos de la palabra, son factores que influirán en la comprensión y expresión. El ritmo es uno de los mejores caminos para facilitar la realización de las estructuras del lenguaje.

3 - Discriminación audiofonética:

La discriminación audiofonética se valora a través de la repetición por vía auditiva, sin la intervención del significado. La participación de la vía visual, se utiliza como apoyo para facilitar el reconocimiento de los fonemas que se trabajan: consonantes y vocales, su combinación en diferentes sílabas y su inclusión en oraciones.

La metodología que se emplea en este nivel es similar a la desarrollada para el adulto.

III - LECTURA LABIOFACIAL

Importancia

Los estudios realizados sobre los aspectos más importantes de la lectura labial han sido numerosos desde 1940.

La lectura labiofacial es también llamada labiolectura, lectura orofacial (porque el hipoacúsico observa toda la cara del interlocutor, y no sólo sus labios) y lectura labial, denominación más antigua y menos explicativa. La lectura labiofacial es practicada de manera espontánea por casi todas las personas.

La audición y la vista son los sentidos que participan en la recepción del mensaje que se transmite; pero la audición es el sentido que prevalece en la comunicación oral, quedando la vista como sentido receptor de menor actuación. Al oír con dificultad es cuando se comprueba la importancia de la información visual para comunicarse y se trata de reemplazar las informaciones auditivas por las visuales, observando el movimiento de los labios, los gestos y la expresión facial del interlocutor.

La lectura labiofacial es la habilidad o aptitud que desarrolla una persona con o sin audición normal, para comprender el lenguaje a través de la observación del que habla. La utilización de dicha habilidad sensorial representa un recurso valiosísimo para el adulto o niño deficitario auditivo, siendo para estos últimos un recurso importante del programa integral de reeducación, pues facilita y mejora el aprendizaje del lenguaje oral.

Cuanto mayor es el nivel de pérdida auditiva, el hipoacúsico requiere mayor esfuerzo para comprender el mensaje transmitido; su atención debe estar concentrada, entre otros factores, en la captación de la rápida sucesión de los movimientos articulatorios del emisor, los que necesariamente tienen que ser interpretados en forma instantánea desde el comienzo del mensaje emitido. En estos casos la capacidad de comunicación está limitada casi exclusivamente a la actividad visual, produciendo tensión y fatiga en el labiolector.

Procesos que intervienen

Es importante destacar que la duración en la emisión de un fonema es de 0.10 seg. y sólo 1/3 de los sonidos de la palabra son visibles; el resto presenta diversos grados de visibilidad que es determinado por medio del contexto, anticipando e integrando la idea que ha sido transmitida.

En una conversación el labiolector debe aprender a separar cada elemento de las oraciones, ya que no existen pausas como en un texto escrito, debiendo realizar un proceso mental interpretativo.

La observación del ritmo de las oraciones, el que está definido por la sintaxis y la pronunciación de las palabras, ayuda al hipoacúsico a complementar lo que ve con lo que oye.

La variación del énfasis y del acento en una oración cambia el significado de la misma; por lo tanto reconocer estos elementos es otro de los pasos que ayudan al aprendizaje de la lectura labiofacial, además de la observación de los gestos, la expresión facial y la situación ambiental.

Características personales que influyen

El éxito en el desarrollo de la lectura labiofacial depende también de varios factores individuales:

- Agudeza visual

- Inteligencia
- Capacidad mnemotécnica
- Educación
- Edad de aparición de la hipoacusia
- Capacidad de anticipación e integración mental

Metodología

Esta técnica se practica de frente, medio perfil y perfil, con voz normal o apagada (la voz cuchicheada tiende a distorsionar los modelos articulatorios).

Los temas o contenidos de enseñanza deben ser planificados de lo conocido a lo desconocido y de las generalidades a lo particular o específico. Ejemplo: lugares de esparcimiento (club, playa, campo de deportes, etc.) La forma de aplicación puede ser individual o colectiva. Las clases grupales en el adulto favorecen el desarrollo de relaciones interpersonales que facilitan el aprendizaje y predisponen al comentario; este último desarrolla la habilidad de anticipar hechos y estimula la flexibilidad mental mejorando la capacidad de captación.

Durante el período de aprendizaje sistemático el paciente hipoacúsico debe tomar conciencia de las dificultades a las que se ve expuesto en la vida diaria, tales como: personas con mala articulación, inexpresivas, que cubren su boca, etc. Estos factores hacen ininteligible el mensaje recibido.

El objetivo fundamental del labiolector es comprender la idea que se le transmite y evitar leer palabra por palabra lo que se le dice.

La lectura labiofacial junto con el adiestramiento auditivo, son recursos metodológicos que tienden a mejorar la capacidad de comunicación del hipoacúsico y a neutralizar los desajustes emocionales producidos por la pérdida auditiva.

BIBLIOGRAFIA

- Arcella, A.I. (1974). **Manual práctico de lectura labial**. Buenos Aires (Argentina): Imprenta de los Buenos Ayres S.A., 3ª edición.
- Bouton, Ch. (1982). **El desarrollo del lenguaje**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Huemul, 2ª edición.
- Brabyn, H. (1978). Lengua materna y hemisferios cerebrales. **El correo de la Unesco**, 10-13.
- Bustos Sánchez, I. **Discriminación auditiva y logopedia, manual de ejercicios de recuperación**. Madrid (España): Ciencias de la Educación Preescolar y Especial, Imprenta Pablo López.
- Carhart, R. (1971). El adiestramiento auditivo. En Davis, H. y Silverman, S.R.: **Audición y sordera**. México: La prensa médica mexicana, 1ª edición en español, 345-362.
- de Saussure, F. (1976). **Curso de lingüística general**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Losada S.A.

- Lord, B. (1976). **Alteraciones del lenguaje: Afasia-apraxia-agnosia**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Médica Panamericana.
- Löwe, A. (1982). **Detección, diagnóstico y tratamiento temprano en los niños con problemas de audición**. Buenos Aires (Argentina): Ed. Médica Panamericana, 2ª edición.
- Luria, A.R. (1978). **Cerebro y lenguaje**. Barcelona (España): Ed. Fontanella.
- Morgon, A.; Aimard, P.; Daudet, M. (1978). **Educación precoz del niño sordo**. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 1ª edición.
- Northern, J.L. y Downs, M.P. (1974). **Hearing in children**. Baltimore (EE.UU.): The Williams & Wilkins Company.
- Pauls, M.D. (1971). Lectura labiofacial. En Davis, H. y Silverman, S.R.: **Audición y sordera**. México: La prensa médica mexicana, 1ª edición en español, 331-344.
- Perdoncini, G. e Yvon, Y. (1968). **Manual de psicología y reeducación infantil**. Alcoy (España): Ed. Marfil S.A., 2ª edición.
- Perelló, J. y Tortosa, F. (1978). **Sordomudez**. Barcelona (España): Ed. Científico-Médica, 3ª edición ampliada.
- Portmann, M. y Portmann, C. (1979). **Audiometría clínica**. Barcelona (España): Ed. Toray Masson, 3ª edición.
- Silverman, S.R. (1971). Niños débiles auditivos. En Davis, S.H. y Silverman, S.R.: **Audición y sordera**. México: La prensa médica mexicana, 1ª edición en español, 426-432.

XII

ASESORAMIENTO Y ORIENTACION AL USUARIO DE AUDIFONO

Flga. Laura E. Abal de Cárrega
Flga. Ana M. Ventura de Monzón

En la mayoría de los casos los pacientes que necesitan usar audífono — o sus padres, si se trata de un niño — desconocen prácticamente todo acerca del mecanismo de la audición, la pérdida de la misma y la ayuda que pueden recibir del otoamplifono. De allí que no es suficiente que la fonoaudióloga recomiende solamente la amplificación adecuada; debe explicar al paciente el tipo de pérdida auditiva que padece y ayudarlo a conseguir una aceptación de la misma, enseñarle qué ventajas y limitaciones puede esperar del audífono, y orientarlo en el uso correcto del mismo. La responsabilidad profesional va más allá de la mera selección de un otoamplifono en particular.

Comprensión de la pérdida auditiva

Por lo general los padres son reacios a aceptar la disminución auditiva de sus hijos, y al conocerla pueden experimentar variadas reacciones emocionales, que llegan inclusive hasta la incredulidad.

Esta situación no varía si se trata de pacientes adultos con pérdidas auditivas adquiridas. A pesar de requerir ayuda, pueden llegar a negar o minimizar su deficiencia. Suelen también proyectar hacia otros las dificultades que están teniendo, responsabilizándolos de sus problemas de audición, acusándolos de farfullar, o bien culpando a la acústica de la habitación. Cuando estas proyecciones no se pueden soportar, las personas hipoacúsicas empiezan a menudo a privarse de situaciones en las que se sienten disminuídas. Estas pueden ser actividades laborales o sociales, y el repudio a las mismas puede llevar a un aislamiento total del paciente.

De allí que la labor de la fonoaudióloga sea además explicar, clarificar y hacer comprender la irreversibilidad de la pérdida auditiva con un lenguaje claro y sencillo, utilizando términos que sean los cotidianos en el lenguaje del paciente o de sus familiares, para que puedan asimilar — si se trata de un niño hipoacúsico — los efectos de las pérdidas congénitas de audición sobre el desarrollo del lenguaje y las implicancias que la sordera tiene sobre la educación.

Importancia de considerar el uso de un audífono

El paciente con una pérdida auditiva debe pasar antes de la adquisición de un audífono por una serie de situaciones importantes donde, más allá del consejo médico, tiene que comprobar por sí mismo la limitación que le causa su hipoacusia. Aún ante esta realidad puede continuar la resistencia para enfrentar su necesidad de ayuda y el uso del audífono, por constituir una amenaza a su propia imagen de normalidad.

Es injustificable creer que la presencia del paciente en el consultorio médico significa una aceptación total del uso de otoamplífono. Muchas veces las consultas son hechas con el único propósito de satisfacer los consejos y súplicas de familiares y/o amigos. En otras oportunidades, hay quienes compran el audífono tan sólo para demostrarles a los que lo rodean que no pueden soportar su uso, y con tal "excusa" el mismo termina abandonado.

Asimismo los padres de niños o jóvenes con pérdidas auditivas pueden hacer que sus hijos no usen el otoamplífono en determinadas actividades sociales, tales como: reuniones, paseos, etc., porque no quieren que la gente sepa que su niño no es "normal". El rechazo de los padres hacia el audífono es también asimilado por los hijos. Por lo tanto el especialista debe tener bien en claro estos conceptos, y entender que a veces son necesarias varias entrevistas para vencer el rechazo de los padres al audífono.

Resultados de las pruebas audiométricas

Una prioridad ineludible es informar al paciente qué es una audiometría y cuál es la información que la misma suministra al profesional. Asimismo se le debe comunicar el grado de su hipoacusia y, si es posible, clasificarla en: leve (20-35 dB), moderada (40-55 dB), moderadamente severa (60-75 dB) y profunda (95 dB). También explicar dicha pérdida auditiva y demostrar sus efectos.

Es conveniente además señalar que los resultados de las pruebas de discriminación dan una aproximación a los resultados que se podrán obtener con la amplificación. Se debe indicar que las personas con pérdidas auditivas neurosensoriales sufren una caída desproporcionada en su capacidad de discriminar (especialmente en el ruido), en relación con los individuos con audición normal.

Ventajas y limitaciones del uso de audífono

El momento más apropiado para informar cuáles son las posibilidades reales de audición que obtendrá el paciente con el otoamplífono, es después de haber finalizado la prueba de selección, pero antes de que comience el uso del mismo. Comparando los resultados de las pruebas con y sin audífono, se debe explicar cuál es la ganancia que éste proporciona.

También se debe indicar al paciente que el órgano auditivo continúa dañado y que el audífono no podrá devolverle su función normal. Sin embargo el uso del mismo le permitirá un nivel de comunicación social y laboral que sin él no lograría.

El mayor enemigo que debe afrontar el usuario de audífono y por extensión la fonoaudióloga para el logro exitoso de la adaptación, es la falsa expectativa que pueda tener el paciente; por lo tanto es necesario aclarar con precisión los beneficios reales y limitaciones del otoamplifono para no crear falsas ilusiones.

El paciente debe entender que el audífono es un amplificador que aumenta la intensidad de los sonidos pero no los clarifica, con excepción de mejorar la discriminación en aquellos casos en que la misma está relacionada con la mayor intensidad del sonido.

Asimismo el usuario de otoamplifono debe conocer que el mismo proporciona un resultado menos satisfactorio, justamente en aquellas situaciones sociales en que el hipoacúsico más necesita de su ayuda. En las hipoacusias neurosensoriales hay grandes dificultades para discriminar en el ruido, y en situaciones de murmullo combinado de muchas voces (tipo cocktail party), el audífono más que ayudar produce una irritable molestia. El paciente debe comprender que a pesar de no tener en esa situación la discriminación deseada, puede al menos seguir en contacto auditivo con el medio ambiente.

Otro de los falsos conceptos que suele plantear el paciente, es que el audífono mismo puede revertir la pérdida auditiva o empeorarla. Hay que subrayarle que el mismo no aumenta ni cura su pérdida auditiva, sino que únicamente le permite usar y aprovechar mejor la audición que posee.

Una preocupación común en los adultos hipoacúsicos es el temor a la dependencia total del audífono y la creencia de que sin su ayuda no podrán volver a escuchar. Se le debe explicar que en ese caso se trata de una dependencia beneficiosa.

Como se ve, la función de la fonoaudióloga no finaliza con la selección del otoamplifono, sino que se extiende a explicar y tranquilizar al paciente, haciéndole desear falsas expectativas y enterándolo de las verdaderas ventajas y limitaciones del uso del audífono.

Sentimientos de la familia

Es importante y útil que durante las entrevistas el paciente esté acompañado por uno de los familiares con los que convive, ya que el problema auditivo también crea stress en ellos. Se debe informar al acompañante de los alcances y limitaciones del uso del audífono, y subrayar que el mismo proporciona beneficios también a quienes rodean al paciente.

El familiar debe tratar de ponerse en el lugar del disminuido auditivo y comprender que:

- * Una pérdida de audición puede causar aislamiento si la persona hipoacúsica y quienes lo rodean lo permiten.

- * Una deficiencia auditiva es una incapacidad que obliga al individuo normoyente que vive con un hipoacúsico, a efectuar un reajuste de convivencia satisfactoria y realista.

Asimismo el familiar puede ayudar de la siguiente manera:

- Apoyándolo y preocupándose por él.

- Hablándole en forma clara y lentamente. No gritándole ni recalcándole las palabras.
- Comunicándose con él de frente, y asegurándose de que su cara esté bien iluminada (los hipoacúsicos deben hacer lectura labial).
- No tapando la boca con la mano, una pipa o un cigarrillo, cuando le habla.
- Utilizando gestos para que su mensaje resulte más claro.
- No repitiendo las frases que no fueron comprendidas, sino diciendo lo mismo con otros términos.
- No impacientándose por los errores.
- Eligiendo confiterías o restaurantes tranquilos para que el nivel de ruido no le sea intolerable.

Elección del tipo apropiado de audífono

Es responsabilidad de la fonoaudióloga determinar qué modelo de audífono se adapta mejor a las necesidades de cada paciente. Algunas veces y a pesar de las indicaciones, el hipoacúsico prefiere otro por diversos motivos, por ejemplo: puede desear el modelo intracanal o rechazar el equipamiento binaural alegando que un solo otoamplífono es suficiente.

Por dicho motivo se debe explicar al paciente por qué se indica tal o cual modelo o equipamiento, más allá de los aspectos estéticos o de otra índole que el mismo anteponga. El rol del profesional es informar, aconsejar y guiar.

Cuidado del audífono

Hay que explicarle al paciente que el audífono es un instrumento delicado, que debe ser tratado con cuidado y esmero para que funcione en forma eficiente por muchos años. Conviene tener en cuenta los siguientes consejos:

- Guardarlo en un sitio seco, bajo condiciones climáticas favorables, de preferencia a temperatura ambiente normal. Utilizar el estuche original.
- No exponerlo a calores extremos ni a los rayos solares. Por ejemplo: no dejarlo sobre la estufa, ni en una ventana a la luz directa del sol, ni dentro de un auto estacionado si el tiempo es caluroso.
- Aislarlo de la humedad que puede dañarlo: quitárselo antes de bañarse, no exponerlo a la lluvia, evitar el contacto con fijador de pelo y otros productos químicos, protegerlo de la transpiración excesiva, etc. La humedad dentro del audífono ocasiona desperfectos que impiden su funcionamiento normal.
- Quitárselo y protegerlo si el paciente debe someterse a tratamientos con onda corta, ultrasonido, etc.
- Manipularlo sobre una superficie mullida (por ejemplo: la cama), para evitar daños si se cae de la mano.
- Mantenerlo limpio. Para ello utilizar un paño suave o gamuza. No usar ningún objeto punzante para sacar suciedad de las partes abiertas. No tratar de limpiar la abertura del micrófono ni la de la salida del sonido. Periódicamente hacerlo revisar en el servicio técnico del comercio donde se lo adquirió, para ser sometido a una limpieza.

- Audífono de caja: guardarlo dentro de una bolsita o funda de tela o cuerina perfectamente adaptada a sus dimensiones, que se debe llevar debajo de la ropa (Fig. 12-1).

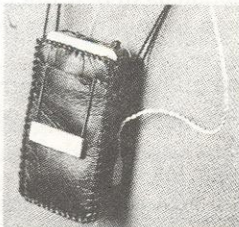


Figura 12-1 = Ubicación de la caja del audífono dentro de la funda o bolsita

- Audífono intraauricular e intracanal: limpiar regularmente con un pequeño cepillo el filtro de cerumen que generalmente está ubicado en su extremo (Fig. 12-2 y 12-3). El objeto es impedir la acumulación de cerumen en la abertura de la salida del auricular. Este filtro también puede ser reemplazado cuando sea necesario.



Figura 12-2 = Filtro de cerumen

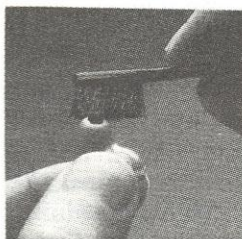


Figura 12-3 = Limpieza del filtro de cerumen

Fuente de energía: batería

Es necesario indicar al paciente que las pilas o baterías proporcionan la energía necesaria para el funcionamiento del audífono. Según su composición química pueden ser: de mercurio, de óxido de plata, de zinc-aire, alcalinas, de níquel-cadmio, etc. Las de níquel-cadmio, llamadas acumuladores, son las únicas que pueden ser recargadas al conectarse a una fuente exterior de energía.

- **audífono de caja:** utiliza una pila de forma cilíndrica y tamaño como el de las que se usan en las radios portátiles (AA). Según los distintos fabricantes se denomina: R6, 1015, etc. (Fig. 12-4).

Tiene un extremo plano que es el polo negativo y el extremo opuesto que presenta una saliente, es el positivo. Este último es el que tiene que colocarse en la parte del audífono que está señalada con un signo más (+) (Fig. 12-5).



Figura 12-4 = Pila para audífono de caja

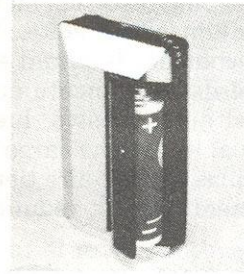


Figura 12-5 = Colocación de la pila en el audífono de caja

- **audífono retroauricular, audigafa, intrauricular e intracanal:** emplea una pila con forma de pastilla de reducida dimensión. Puede ser de diferentes tamaños: 675, 13, 312, 10, etc. (Fig. 12-6).

Una de las caras es el polo negativo y la otra el positivo; este último está indicado con el signo más (+). Al colocar la pila en el audífono debe fijarse que el signo + coincida con el otro signo + que aparece en el compartimiento especial para ellas. En caso de ser difícil cerrar el mencionado compartimiento, se deberá a que, seguramente, la pila ha sido colocada de manera incorrecta (Fig. 12-7).



Figura 12-6 = Pilas para audífonos retroauriculares, audigafas, intrauriculares e intracanales

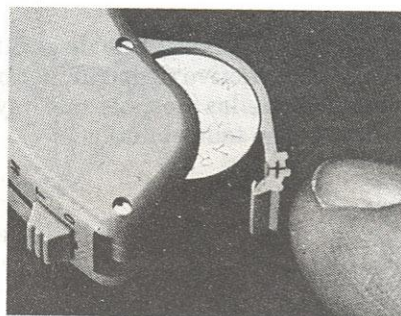


Figura 12-7 = Colocación de la pila en el audífono retroauricular

La novedad con respecto a la pila de **zinc-aire** es que ella **sólo se activa en el momento del uso**. En el reverso (polo positivo) tiene un papel autoadhesivo, debajo del cual se hallan dos o tres agujeros que, al estar tapados, impiden el paso de aire y por ende una reacción zinc-oxígeno; esto mantiene la pila fresca, sin merma en su capacidad por un tiempo de hasta dos años de almacenamiento. De esta manera se evita la pérdida de energía por envejecimiento habitual en las pilas comunes, aún en las de mejor calidad, desde el momento de su fabricación hasta que son utilizadas. Retirado el autoadhesivo, luego de aproximadamente 30 segundos de exposición al aire, toma carga y se puede usar de inmediato (Fig. 12-8).

Estas pilas de zinc-aire tienen además una capacidad de energía considerablemente mayor, redundando en una duración prolongada de vida.

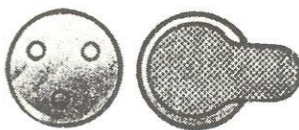


Figura 12-8 = Pila de aire para audífono retroauricular, audigafa, intrauricular e intracanal

Las recomendaciones generales válidas para todos los tipos de baterías (pilas) son las siguientes:

- Evitar que se ensucien con el polvo ambiental.
- Guardarlas en un lugar seco y fresco.
- No exponerlas al sol o a lugares de elevada temperatura; tampoco a un frío demasiado intenso.
- No permitir que estén en contacto entre sí o con monedas y llaves, al llevarlas en el bolsillo o la cartera. Guardarlas en su envase original o envolverlas en papel o plástico.
- Quitarlas del audífono cuando éste no se use, ya que si se sulfatan pueden arruinarlo definitivamente.
- Controlar que las terminales y los puntos de contactos del otoamplífono estén limpios.
- Tener a mano pilas de repuesto por si las que están en uso se agotan súbitamente.
- La duración de las pilas depende del tipo de audífono utilizado y del tiempo de uso del mismo. Por tal motivo registrar, por un tiempo, las horas de uso obtenidas con cada una de ellas (después que haya pasado el período de prueba y se utilice el audífono todo el día).

Molde de oído

Es conveniente informar al paciente que el molde es la pieza, generalmente de acrílico, que se introduce en el oído cuando se usa el audífono por conducción aérea. El sonido pasa a través del orificio que lo atraviesa longitudinalmente.

Cada tipo de otoamplífono utiliza un molde diferente:

- **audífono de caja:** el molde obtura totalmente el conducto auditivo externo y parte del pabellón de la oreja. Presenta en la base una arandela de metal para la conexión con el auricular (Fig. 12-9).

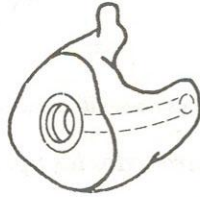


Figura 12-9 = Molde para audífono de caja

- **audífono retroauricular y audigafa:** el molde obtura parcial o totalmente el conducto auditivo externo y parte del pabellón de la oreja. Se continúa con un tubo fino de plástico (llamado vulgarmente "spaghetti") que sirve para articularse con el audífono.

Existen muchos tipos de moldes que se adaptan a las diferentes clases de hipoacusias, pero el más común de todos es el que se ilustra en la Fig. 12-10.

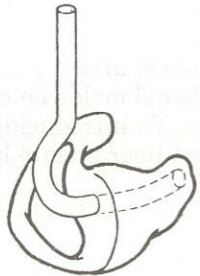


Figura 12-10 = Molde para audífono retroauricular y audigafa

- **audífono intraauricular:** el molde ocupa el conducto auditivo externo y parte del pabellón auricular (Fig. 12-11).

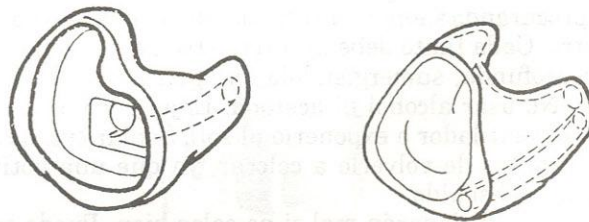


Figura 12-11 = Dos tipos de molde para audífono intraauricular

- **audífono intracanal:** el molde ocupa el conducto auditivo externo. En su interior se ubican los elementos constitutivos del audífono (Fig. 12-12).

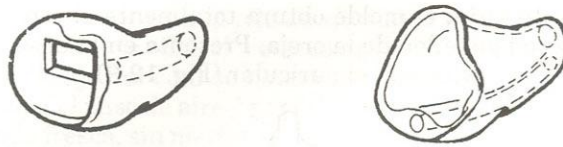


Figura 12-12 = Dos tipos de molde para audífono intracanal

Las *informaciones útiles para todos los tipos de moldes* son las siguientes:

- El primer paso para hacer el molde es tomar una impresión del oído con material especial, y luego confeccionarlo de acuerdo con el patrón tomado. Hay algunas personas que tienen los conductos auditivos con grandes sinuosidades. Es por ello que a veces es necesario tomar varias impresiones.

- Existen muchos modelos diferentes y es necesario que se use el adecuado para cada tipo de pérdida auditiva. Si el hipoacúsico está provisto del audífono correcto pero usa un molde inadecuado, los problemas pueden ser tan grandes como si usara un audífono inapropiado.

- Para colocarlo se debe proceder de la siguiente manera: tomar el pabellón de la oreja y tirarlo hacia arriba y hacia atrás; con la otra mano introducir la punta agujereada del molde en el conducto auditivo externo y la otra punta hacia adelante. Ya introducido, hacer girar la punta más puntiaguda hacia atrás y luego ligeramente hacia adelante de modo que ajuste en el oído externo.

- Para extraerlo del oído debe tomárselo de su parte inferior, y tirar hacia afuera y hacia arriba.

- La sensación inicial que el paciente experimenta cuando se lo coloca por primera vez es la de cuerpo extraño, y el impulso es quitárselo. A veces es necesario pulirlo en alguna de sus partes, y otras se trata solamente de falta de adaptación.

- Se lo debe limpiar periódicamente ya que el cerumen puede tapar el canal para el paso del sonido, disminuyendo la amplificación. La parte exterior higienizarla con una gasa, algodón o papel suave, y el canal con un limpiapipas, procurando siempre no utilizar elementos que puedan agrandar su diámetro. Cada tanto debe desprenderse del otoamplifono y darle una limpieza profunda, sumergiéndolo en agua tibia jabonosa durante toda la noche. No usar alcohol ni acetona. Enjuagar y secar bien (usar secador de pelo, ventilador o exponerlo al sol). Soplar cualquier resto de agua del canal antes de volverlo a colocar, ya que una gotita de agua impedirá el paso del sonido.

- Muchas cosas funcionarán mal si no calza bien. Puede suceder, por ejemplo: que se produzca un eco al hablar, que el sonido llegue débilmente, que no sea posible elevar el volumen del audífono porque silba, etc. Es decir que un molde individual que ajusta bien no es únicamente más cómodo y seguro, sino que permite al audífono transmitir los sonidos con mayor eficacia y fidelidad.

- El pabellón de la oreja y el conducto auditivo externo continúan cambiando en forma y tamaño a través del tiempo. Por lo tanto el molde debe renovarse periódicamente para mantener un buen ajuste. El adulto debe hacerlo controlar cada año o año y medio a fin de determinar si es necesario la confección de uno nuevo. En cambio los niños requieren este control más frecuentemente, y por lo general tendrán que ser rehechos cada 3 a 6 meses en los primeros años de vida, y cada 6 meses después de los 5 ó 6 años.

- El médico otorrinolaringólogo debe revisar el oído del paciente antes de tomar la impresión del mismo. Esto tiene como fin eliminar el cerumen para obtener un molde correcto.

Cordón

El cordón se utiliza en audífonos de caja por vía aérea u ósea, y audífonos retroauriculares por vía ósea (Fig. 12-13).

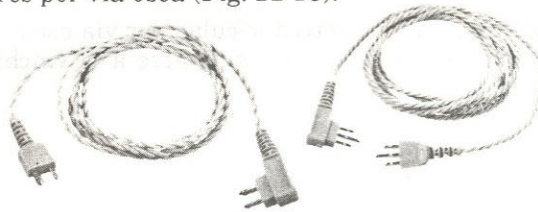


Figura 12-13 = Cordones

Se debe señalar al paciente que es tal vez la parte más vulnerable del audífono desde el punto de vista del desgaste, ya que sufre un natural deterioro con el uso (se endurece y se quiebra), siendo necesario su reemplazo.

Un extremo termina en un enchufe en ángulo y el otro en un enchufe recto. El primero se debe conectar al audífono y el otro al auricular. Generalmente las clavijas de dichos enchufes son una grande y una pequeña y sólo encajan de una manera (Fig. 12-14).



Figura 12-14 = Conexión del cordón a la caja del audífono y al auricular

Si se trata de un audífono de caja por vía aérea, el cordón no debe colgar por delante pues corre el riesgo de engancharse y cortarse. Es conveniente que baje por detrás de la oreja en dirección al lado contrario (Fig. 12-15).



Figura 12-15 = Ubicación del cordón en la oreja

Si se trata de un audífono retroauricular por vía ósea, el cordón que conecta el audífono al auricular debe sujetarse a la vincha flexible por medio de clips plásticos (Fig. 12-16).

Figura 12-16 = Ubicación del cordón en el audífono retroauricular por vía ósea

Otras recomendaciones de utilidad son las siguientes:

- Usarlo algo flojo a fin de no forzarlo y para disminuir el ruido causado por fricción contra la ropa. Por otra parte si está tirante impide la libertad de movimientos.
- Revisarlo frecuentemente ya que se estropea con facilidad; evitar que se enrolle, doble o se anude.
- Al desconectarlo del auricular o del audífono no tirar del cordón mismo, sino separarlo sosteniendo firmemente su enchufe.
- El primer síntoma de que está cortado se presenta cuando el audífono funciona en forma intermitente o hay ausencia de sonido. Es entonces cuando se debe proceder a su reemplazo. Por eso es conveniente tener siempre cordones de repuesto.

Tubo plástico

Se debe indicar al paciente que en los audífonos retroauriculares y en

las audigafas, un tubo plástico flexible llamado vulgarmente "spaghetti" sale del molde auricular y llega hasta el audífono (Fig. 12-17).

Conviene tener en cuenta las siguientes indicaciones:

- Debe tener un largo adecuado pues de otra forma no sentirá cómodo al audífono, y éste no se quedará en su lugar al mover la cabeza.
- No retorcerlo al colocar el otoamplífono.
- Reemplazarlo después de un tiempo de uso, cuando se endurece, decolora y/o quiebra.
- La condensación que a veces se forma en su interior puede bloquear el paso del sonido, siendo necesario desprender el molde del audífono y soplar por el tubo flexible.



Figura 12-17 = Tubo plástico

Auricular o receptor

El usuario de audífono debe saber que el auricular o receptor aéreo utilizado con los audífonos de caja por vía aérea, es el elemento que recibe las señales que llegan a través del cordón y las transmite al oído (Fig. 12-18). Se conecta al molde auricular como un broche a presión (Fig. 12-19).

Como es una pieza cerrada no se puede reparar; por lo tanto deberá cambiarse si estuviese defectuoso.

Existen auriculares de distintas características que se adaptan a los diferentes tipos de pérdidas auditivas.

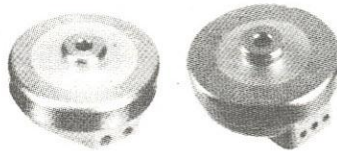


Figura 12-18 = Auriculares o receptores aéreos

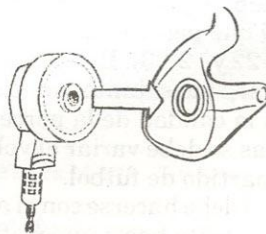


Figura 12-19 = Conexión del auricular al molde de oído

El auricular o receptor óseo empleado con los audífonos de caja y los audífonos retroauriculares por vía ósea, es el elemento que recibe las señales que llegan desde el audífono a través del cordón. Está diseñado para hacer vibrar la caja y transmitir las vibraciones al hueso mastoideo, lo que permite iniciar una vibración adecuada en el cráneo que se transmite hasta el oído interno (Fig. 12-20).

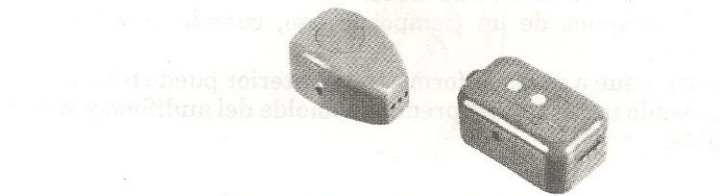


Figura 12-20 = Auriculares o receptores óseos

Manejo del audífono

El paciente necesita aprender a manejar adecuadamente su audífono con el fin de obtener el máximo beneficio. Al principio tendrá algunas dificultades, pero con la práctica y el uso éstas desaparecerán.

Los únicos controles del otoamplifono que deben ser ajustados por el usuario son los siguientes:

1) **Interruptor de encendido y apagado:** es el que permite conectar y desconectar el audífono. Generalmente:

o: indica que el audífono está apagado

+: indica que el audífono está encendido

(Fig. 12-21)

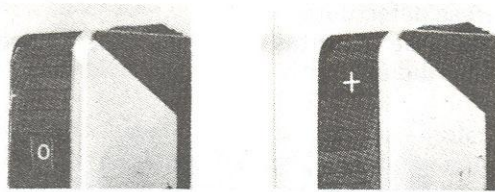


Figura 12-21 = Interruptor de encendido y apagado

Este control puede variar en los diferentes audífonos.

2) **Control de volumen o potenciómetro:** es la ruedita giratoria (generalmente numerada) que permite un ajuste exacto de la intensidad de sonido deseada (Fig. 12-22 y 12-23). Hay un nivel óptimo que el paciente debe aprender a encontrar, pues tanto un exceso como una falta de amplificación disminuyen la calidad de la percepción.

Según las circunstancias se debe variar el volumen: no puede ser igual en una iglesia que en un partido de fútbol.

El manejo de este control debe hacerse con el audífono colocado. Simplemente se debe girar dicha ruedita hacia uno u otro lado hasta encontrar el volumen óptimo.



Figura 12-22 = Control de volumen en un audífono de caja

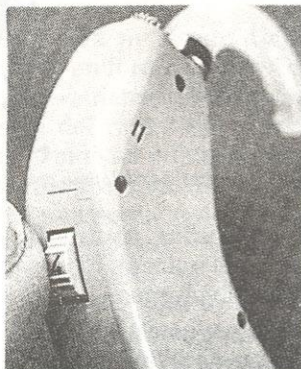


Figura 12-23 = Control de volumen en un audífono retroauricular

3) **Selector de entrada:** varía con los diferentes modelos de audífonos, pero generalmente permite elegir entre las siguientes entradas:

M: indica que el micrófono está conectado. Es la posición que se debe usar para escuchar.

T: indica que la bobina inductiva (bobina telefónica) está conectada. Sirve para hablar por teléfono sin que los ruidos del medio ambiente perturben, dándole así más claridad al lenguaje. También permite oír correctamente sonidos y voces en recintos tales como cines, teatros, salas o en el hogar, siempre que tengan instalados sistemas de aro magnético.

MT: es una combinación de las dos posiciones anteriores. Sirve para hablar por teléfono y simultáneamente percibir los ruidos del medio ambiente.

(Fig. 12-24)



Figura 12-24 = Selector de entrada

Para hablar por teléfono, conectar la bobina telefónica y proceder de la siguiente forma:

* **Con audífono de caja:** colocar el auricular del teléfono cercano al

micrófono del audífono, y el micrófono del teléfono ubicarlo cerca de la boca. Esto se hace muy fácilmente sosteniendo el tubo al revés, como se puede ver en la Fig. 12-25. El volumen debe ser aumentado.

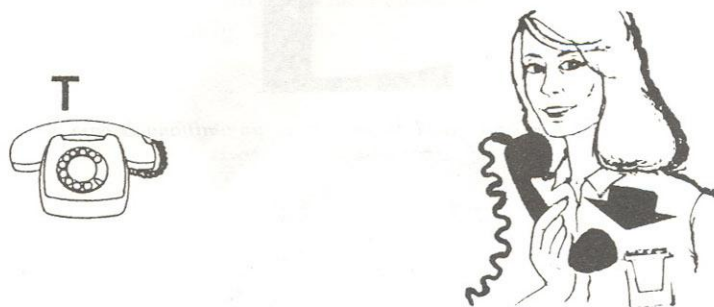


Figura 12-25 = Forma de hablar por teléfono con el audífono de caja

* **Con audífono retroauricular, audigafa o intrauricular:** sostener el tubo del teléfono en forma normal. El auricular del mismo ubicarlo sobre el audífono. Aumentar el volumen.

Sin embargo la bobina telefónica no funciona con todos los teléfonos. Por lo tanto si no se escucha poniendo el interruptor en la posición T (o bien si el audífono no tiene bobina telefónica), dejar dicho interruptor en la posición M y seguir las instrucciones dadas anteriormente.

ADAPTACION AL AUDIFONO

I - ADULTOS

El adulto con disminución auditiva ha de comprender que por el simple hecho de comenzar a usar el audífono no oirá perfectamente. Para conseguir mejores resultados es necesario que realice una práctica metódica, y que cumpla estrictamente los distintos pasos para aprender a oír nuevamente.

Debe comenzar a usar el otoamplífono en un lugar tranquilo, escuchando primero las señales simples hasta llegar progresivamente a percibir señales complejas en lugares ruidosos. Se empieza por períodos cortos, y se aumenta paulatinamente el tiempo de uso hasta llevarlo sin molestias durante todo el día. Aunque habitualmente el paciente piense que no necesita utilizar el audífono en su hogar, el uso y la práctica diaria lo capacitarán para disfrutar de él en las ocasiones especiales en que lo necesite, tales como el teatro, reuniones o la iglesia.

La adaptación requiere habitualmente alrededor de seis semanas de práctica continua, pero varía según la edad, la antigüedad y el tipo de pérdida auditiva. Es muy útil que familiares y amigos del paciente estén interiorizados de esto.

Los pasos que el paciente debe seguir para su adaptación al otoamplífono son los siguientes:

- **Reconocimiento de los ruidos simples del entorno cotidiano:** ubicarse en una habitación tranquila del hogar (sin ninguna otra persona alrededor), familiarizarse con los ruidos habituales e intentar diferenciar cada uno de ellos. Conviene repetir esta prueba durante varios días hasta reconocer con seguridad los distintos tipos de sonidos.

- **Reconocimiento y control de la propia voz:** leer en voz alta y escucharse atentamente.

- **Conversación con una persona:** dialogar con alguien que hable lentamente, pronunciando en forma clara y con una intensidad normal de voz. Mientras se oye es conveniente observar atentamente el movimiento de los labios y la expresión del rostro del interlocutor; esto va a ayudar a entender palabras que el oído no puede percibir.

- **Escuchar televisión y oír radio:** ajustar el volumen del receptor a un nivel razonable para una persona normoyente (teniendo en cuenta que aumentar la intensidad no hace que el habla sea más inteligible), y luego ubicarse en el lugar de la habitación de mejor acústica. Es aconsejable comenzar por los noticieros, ya que los locutores que transmiten las noticias pronuncian claramente las palabras y por consiguiente es más fácil de entender al principio. Las películas extranjeras dobladas al castellano son siempre más difíciles de comprender, pues no es posible ayudarse con la lectura labial. Muchas veces esta práctica resulta muy dificultosa.

- **Concurrir al teatro, al cine o a una sala de conciertos; ir a la iglesia; asistir a una conferencia:** sentarse adelante pero no demasiado, evitando situarse en palcos o detrás de columnas. Este tipo de recepción de sonido constituye una prueba difícil para todos los usuarios de audífonos, y sólo debe intentarse después de dominar bien las etapas anteriores.

- **Conversación en grupo:** tratar de identificar las voces de los integrantes antes de intervenir en la conversación, y luego fijar la atención en los labios de la persona que habla para suplir lo que el oído no escucha. Si no obstante no se entendiese, se debe solicitar que repitan la frase. Recordar siempre que dialogar en grupo es la experiencia más difícil que se deberá afrontar.

- **Reconocimiento de los ruidos al aire libre:** intentar diferenciar cada uno de ellos (tránsito, sonidos de la naturaleza, etc). Hay que recordar que en la calle se debe reducir el volumen del otoamplífono casi al mínimo.

El paciente tiene que comprender claramente, luego de haber practicado los pasos enunciados, que la idea principal es practicar escuchando, y que el único camino es hacerlo hasta que pueda llevar el audífono sin ninguna molestia durante todo el día y entender lo que oye.

II - NIÑOS

El niño hipoacúsico, cualquiera sea su pérdida auditiva, debe seguir un programa de entrenamiento paulatino con el audífono, para aprender a

aceptarlo y a usarlo. Las experiencias iniciales insatisfactorias con la amplificación llevan al rechazo del otoamplifono.

El tiempo de la adaptación es variable, dependiendo de las posibilidades del niño y del apoyo y dedicación de los padres. Es muy importante tener presente qué se puede esperar del audífono en cada caso.

A continuación se presenta un programa general de entrenamiento en el hogar, que con ajustes según la edad del niño, magnitud de la hipoacusia, momento de aparición de la misma y otros problemas individuales, resulta de utilidad.

1ª semana:

- Inicialmente usar el audífono en ambientes de la casa relativamente silenciosos, en el cual no deben haber más de dos o tres personas.

- Comenzar utilizando volumen bajo, e ir aumentándolo gradualmente hasta alcanzar el nivel que fuera indicado.

- Hablar al niño con voz normal, articulando correctamente, y de frente a él para que pueda ayudarse mirando la expresión de la cara y los labios del interlocutor.

- Festejar toda vocalización o sonido que el niño haga, indicándole que se trata de sus propias emisiones. Imitarlas.

- Preparar para este período actividades agradables, tales como: juegos, cuentos, etc.

- Si el niño no da muestras de molestias, dejarle el audífono puesto todo el día. No tener ansiedad ni impaciencia si al principio hay rechazo.

2ª semana:

- Continuar con los juegos y actividades anteriores; agregar: ver televisión, oír programas musicales en la radio, etc.

- Compartir con el niño actividades tales como: cantar, marchar, bailar o seguir el ritmo al compás de la música.

- Incorporar otros ruidos del hogar, por ejemplo: teléfono, aspiradora, reloj, etc. Asociar cada uno de ellos con lo que lo produce.

- Llamar la atención del niño ante ruidos de la calle tales como: bocinas de los autos, frenadas, ladrido de un perro, etc. Aprender a identificarlos.

3ª semana en adelante:

- Llevar el audífono puesto a todas partes adonde vaya. Programar actividades de acuerdo a la edad: ir al cine, al parque de diversiones, a la plaza, al Jardín Zoológico, etc.

- Los niños con pérdidas auditivas moderadas pueden practicar juegos a base de sonidos.

Ej.:a) cumplir órdenes recibidas auditivamente.

b) discriminar sonidos: indicar si sonó una bocina, si ladró un perro, si golpearon a la puerta.

c) localizar sonidos: cerrar los ojos y señalar el lugar de la habitación en el cual sonó una campanilla.

El programa precedente corresponde al entrenamiento inicial que debe realizar el niño en su hogar, para lograr la aceptación y adaptación al audífono. Es tarea de la fonoaudióloga indicar la **orientación pedagógica posterior** (ver capítulo: "Rehabilitación del paciente equipado").

FORMA DE SOLUCIONAR PEQUEÑOS DEFECTOS DEL AUDIFONO

La fonoaudióloga debe informar al paciente — o a sus padres, si se trata de un niño— sobre algunos recursos para la corrección de pequeños problemas del otoamplifono. El siguiente cuadro es una guía práctica:

PROBLEMA	CAUSA	CORRECCION
No funciona	- El audífono no está encendido - El conducto del molde está obstruido con cerumen - La pila está agotada - La pila está mal colocada - La entrada está mal seleccionada ("T" en lugar de "M") - Los contactos de las pilas están oxidados o sucios En los audífonos de caja: - El cordón está roto - Las clavijas del cordón no están conectadas completa o firmemente al auricular y/o a la caja del audífono - El conducto del molde está bloqueado con agua. En los audífonos retroauriculares y en las audigafas: - La tubería plástica está deformada o aplastada - Gotas de condensación bloquean las tuberías plásticas En los audífonos intraauriculares y en los intracanales: - El filtro de cerumen está obstruido con cerumen	- Encender el audífono - Limpiar el molde - Colocar una pila nueva - Controlar la posición de la pila (que el signo + coincida con el + del portapila) - Poner el selector de entrada en la posición "M" (micrófono) - Limpiar los contactos de las pilas - Cambiar el cordón - Insertar correctamente las clavijas del cordón - Desprender el auricular del molde y soplar el interior del mismo - Cambiar la tubería plástica - Quitar el molde del audífono y soplar el interior de la tubería plástica - Limpiar con un pequeño cepillo el filtro de cerumen
Poca potencia	- La pila está gastada - El control de volumen está graduado muy bajo - El cerumen bloquea el conducto auditivo - El cerumen bloquea parcialmente el conducto del molde	- Cambiar la pila - Graduar más fuerte el control de volumen - Concurrir al médico ORL - Limpiar el molde

	- El molde está mal colocado en el C.A.E. En los audífonos intraauriculares y en los intracanales: - El filtro de cerumen está obstruido con cerumen	- Colocar correctamente el molde - Limpiar con un pequeño cepillo el filtro de cerumen
Acoplamiento acústico	- El molde está incorrectamente colocado en el oído - El molde no se adapta bien al oído - Demasiado volumen - Un tapón de cerumen ocluye el conducto auditivo	- Sacar el molde y colocarlo nuevamente en forma correcta. - Rehacer el molde - Reducir el volumen - Concurrir al médico ORL
Sonido intermitente o que se desvanece	- La pila está gastada En los audífonos de caja: - El cordón está roto parcialmente - Las clavijas del cordón no están firmemente conectadas al auricular o a la caja del audífono. - El auricular está dañado En los audífonos retroauriculares y en las audigafas: - La tubería plástica está obstruida o doblada	- Cambiar la pila - Cambiar el cordón - Insertar correctamente las clavijas del cordón - Reemplazar el auricular por uno nuevo - Cambiar la tubería plástica
Interferencias	- Los contactos de las pilas están sucios u oxidados - Las pilas están sucias u oxidadas - El cordón está defectuoso (audífono de caja)	- Limpiar los terminales de la pila - Limpiar las pilas - Colocar un cordón nuevo

Si las pruebas anteriores no revelan el origen del problema, la dificultad probablemente sea interna. En dicho caso se debe indicar al usuario de audífono que concurra al Servicio Técnico del lugar donde lo adquirió.

BIBLIOGRAFIA

- Hodgson, W. (1979). Hearing Aid Counseling and Orientation. En Katz, J.: **Handbook of Clinical Audiology**. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins, 2ª edición, 543-548.
- Microsonic, Inc. (1986). **Custom Earmold Manual**. Ambridge (EE.UU.), 4ª edición revisada.
- Northern, J.L. y Downs, M.P. (1974). **Hearing in children**. Baltimore (EE.UU.) The Williams & Wilkins Company.
- Sanders, D. (1988). Hearing Aid Orientation and Counseling. En Pollack, M.C.: **Amplification for the Hearing Impaired**. Florida (EE.UU.): Grune & Stratton Inc., 3ª edición, 345-383.
- Silverman, S.R. y Gordon Taylor, S. (1971). Selección y uso de los auxiliares auditivos. En Davis, H. y Silverman, S. R.: **Audición y Sordera**. México.: La Prensa Médica Mexicana, 2ª edición, 307-327.
- Suriá, M.ª D. (1974). **Guía para padres de niños sordos**. España: Imp. Hogar Nº 1 - Ntra. Sra. De Port, publicación del Excmo. Ayuntamiento de Barcelona, Delegación de Cultura.

XIII

AUDIOPROTESIS HOY

Flga. Alicia Zubizarreta de Fernández

El lenguaje es el elemento más importante de la comunicación humana. Cuando la percepción y la comprensión del lenguaje están alterados, el hombre padece de considerables problemas.

Por ello es que no sorprende que el lenguaje, físicamente definido como "una curva de presión sonora en función de tiempo", haya sido desde el comienzo de las ciencias y la técnica, tema de numerosos trabajos de investigación especialmente dedicados a resolver los pre-requisitos que deben cumplirse, para lograr una completa inteligibilidad del mismo.

En este sentido, el oído humano sano tiene algunas propiedades fundamentales como: adecuada sensibilidad para percibir la señal sonora totalmente, adecuada selectividad de frecuencias para reconocer y diferenciar los sonidos y, finalmente, la capacidad de procesar la información de esos varios sonidos, o patrones de lenguaje, o sea de identificarlos.

De allí que, mientras la sensibilidad o agudeza auditiva se determina por medio de un audiograma tonal, la selectividad frecuencial y la habilidad para procesar información pueden ser clínicamente estudiadas a partir de una logaudiometría pero...

Muchos son los trabajos de investigación dedicados al conocimiento de si una mala discriminación depende de un inadecuado procesamiento central o de una deficiente selectividad frecuencial. La selectividad frecuencial en sí misma es la habilidad del oído para discriminar dos sonidos simultáneos de diferente composición espectral. Por efecto de la mala selectividad frecuencial se reduce la amplitud de los picos del espectro sonoro y por ello la representación de la señal acústica.

Se debe recordar que las vocales están definidas acústicamente por la localización de los dos primeros picos en el espacio frecuencial, de ahí que se encuentra que los hipoacúsicos necesitan mayor diferencia de amplitud entre estos picos para poder identificar dichas vocales.

En tanto un normoyente lo logra con sólo 2 dB entre pico y valle, el disminuído auditivo leve ya necesitará al menos 7 dB. Pero como las vocales en el lenguaje corriente presentan picos entre 8 y 10 dB, este déficit en la selectividad frecuencial es usualmente poco aparente.

Contrariamente las consonantes se caracterizan no sólo por la ubicación de los picos espectrales, sino por el cambio en frecuencia de esos picos entre los primeros 20 a 50 mseg. de la señal, por la relación de la amplitud versus frecuencia al comienzo de la señal y por el espacio de tiempo en que

el espectro de amplitud versus frecuencia se mantiene constante durante la señal (Dorman, 1985).

Esta propiedad de "filtro" del oído es primariamente periférica y se debe determinar con tests de parámetros psicoacústicos sobre el nivel de excitación, ya que en las pruebas vocales como antes se menciona, está incluido el procesamiento central. Es válido recordar que aunque se logren pobre selectividad frecuencial y peor que la normal pero adecuada resolución temporal, ciertos hipoacúsicos obtienen una buena performance de identificación; por ello todos los estudios en el campo de la psicoacústica llevaron a la investigación de transposición de frecuencias sin que sus logros fueran considerados como exitosos.

Actualmente se estudia también la modificación de las características temporales de las señales para mejorar la discriminación del lenguaje, pero cualquier manipulación en el tiempo produce una asincronía entre la función visual y auditiva, la cual se ve comprometida toda vez que la diferencia de tiempo de ambos canales de información supere 80 milisegundos (Summerfield, 1983).

En los casos de trastornos en la transmisión del sonido la selectividad de la frecuencia se mantiene intacta, en las pérdidas auditivas cocleares y en las hipoacusias inducidas por ruido la selectividad se mantiene para las bajas frecuencias y se reduce en cambio para las altas frecuencias, en la misma proporción del grado de pérdida auditiva a la vez que también empeora la resolución temporal. Las hipoacusias degenerativas presentan una considerable pérdida de la capacidad de seleccionar las frecuencias en todo el rango del espectro, lo que perjudica la relación señal-ruido desde los 50 años aún sin específica patología auditiva; y aquellos casos que ya no configuren un cuadro típico de transmisión sino mixto (transmisión-percepción) presentan también una reducción de la selectividad frecuencial mayor cuanto más sea su compromiso perceptivo.

Este es un punto clave del estado actual del diagnóstico otoneurológico de las lesiones y de la investigación sobre los nuevos circuitos de los otoamplifonos que, cada vez más, tienden a mejorar las falencias en discriminación y deja atrás a los simples amplificadores.

Se está de acuerdo entonces que, como siempre se aseguró, el equipar las hipoacusias de transmisión no plantea ni supone ningún problema, ya que un amplificador que respete el espectro que recibe simplemente lo incrementa en intensidad y cumplirá una buena performance en la percepción y discriminación de la palabra para estos pacientes.

Pero todos aquellos que, independientemente de su topodiagnóstico, presentaban trastornos en la discriminación del lenguaje, se consideraban hasta hace poco tiempo con muy poca chance, a veces ninguna, de ser equipados.

El hecho es que los primeros, rara vez llegan a la protetización pues es superior la opción que ofrece la cirugía funcional y/o reparadora del oído medio, y en los últimos, pocas veces se lograba una real y valedera solución del problema.

Este tema movió a las fábricas, que estaban sólo empeñadas en lograr la mejor solución estética, achicando y disimulando hasta el máximo los

audífonos, a entrar en costosísimos planes de investigación para mejorar las condiciones de discriminación de las hipoacusias perceptivas y dejar el menor saldo de casos no equipables o de dudoso resultado, como son todavía las lesiones centrales.

La audiolología, pues, ha logrado un desarrollo vertiginoso en los últimos diez años. Esto se debe fundamentalmente al avance de la microelectrónica, a la miniaturización y al progreso de los dispositivos con microprocesadores y microcomputadoras. En ese sentido hay una marcada tendencia de las más grandes empresas, las que debieron modificar su visión puramente comercial y disponer de laboratorios, centros de investigación y desarrollo y de cadenas de producción propias, para poder producir cambios de "alta calidad" a gran velocidad y relativamente bajo costo; por lo tanto hoy, gracias a ese esfuerzo, se dispone de:

A- Audífonos intracanales modulares, lo que significó un gran avance en el sentido de la calidad, confiabilidad, seguridad en el armado y rapidez en la entrega y en el servicio.

B- Audífonos que procesan las señales de baja frecuencia de acuerdo al contenido de energía ruidosa del ambiente, como son los mal llamados audífonos de dos y hasta de tres canales.

C- Audífonos programables que con la precisión de un microprocesador digital o mixto (analógico-digital) con o sin mando a distancia, presenta desde 4 hasta 8 opciones de memorias de respuestas para un solo retroauricular, lo cual significa poder cambiar absoluta y totalmente su respuesta para lograr mejor confort y mejor relación señal-ruido en cada ambiente en que el usuario se desempeña.

D- P.M.C. (programable multichannel system) o computadora pre programada, que permite programar (valga la redundancia) audífonos digitales de diferentes marcas y modelos.

E- "Mandos a distancia", otro de los elementos que se va a considerar como la tecnología de hoy al servicio del confort del usuario.

F- No se puede avanzar sobre los adelantos y menos sobre el futuro de la audiolología protésica, sin mencionar ese aspecto que corresponde a los **audífonos implantables de oído medio** y a los ya prestigiados **implantes cocleares**, solución de compromiso tendiente a reinstalar la comunicación del totalmente sordo con el medio sonoro.

G- Por fin interesa referirse a los **instrumentos vibrátiles**, no ya como última novedad sino como lamentando que no se haya continuado su uso.

H- Escapando un poco al tema del audífono propiamente dicho pero en una visión de avanzada en el campo de la audiolología protésica, se ve que los cambios tecnológicos no se han limitado al desarrollo de nuevos y más modernos circuitos electrónicos y o microchips computarizados, sino al mismo tiempo se ha avanzado en el análisis y utilización de **nuevos materiales de impresión y definitivos para moldes auriculares**, en aras de lograr mayor confort, menor peligro de realimentación y mínimo porcentaje de reacciones alérgicas de la piel; tanto en el tema específico de la adaptación de prótesis auditivas al conducto auditivo externo, como

en lo referente a la protección individual del ruido y del agua en las perforaciones timpánicas que siendo un daño menor producía, especialmente en la población infantil veraniega, una invalidez mayor.

La tecnología del ultravioleta para manufactura de los moldes es un nuevo aporte tendiente a solucionar la entrega casi inmediata al usuario que, por vivir lejos o por ser muy dependiente de su audífono, el esperar varios días le significa otro problema agregado.

Este tema de moldes ya fue especialmente expuesto en otro capítulo por un autor ampliamente experimentado por lo que, si bien no se lo puede dejar sin mencionar dada la responsabilidad de los mismos en el resultado del equipamiento, tampoco se explayará al respecto sino que se seguirá buscando la última palabra de la tecnología en los aparatos auditivos.

Se va, pues, a concretar cada uno de estos temas que se han presentado:

A- AUDIFONOS INTRACANALES MODULARES

El audífono intracanal no puede ser descripto como una novedad en sí misma; sólo se quiere destacar la actual ventaja de que sean equipos modulares, lo que permite al audioprotesista realizar las pruebas comparativas antes de concretar la prescripción.

B- AUDIFONOS QUE PROCESAN LAS SEÑALES DE BAJA FRECUENCIA

Hasta ahora se tenía la seguridad de que toda persona equipada en un medio ruidoso, comenzaba a presentar problemas de discriminación y por ende comenzaba el consabido toqueteo del potenciómetro en su afán de "aclarar" el mensaje inmerso en el ruido.

Hasta no hace mucho estos casos se equipaban con sistemas de **decrestación** o con **control automático de ganancia o compresión**, tratando de lograr una situación de compromiso entre la audición silenciosa suficiente y la tolerancia del ruido sin el consabido deterioro de la discriminación.

La decrestación de ondas produce la distorsión lógica del recorte sistemático de la sonoridad, haciendo el escuchar parejo y monótono.

El control automático de la ganancia o compresión, si bien es muy superior al anterior sistema, produce la distorsión de los espacios muertos y la molestia del pico de SPL máximo inevitable para la puesta en marcha del circuito.

Una buena solución fue, durante años, la combinación de ambos, interviniendo la decrestación en los primeros instantes (cuando aún no es efectivo el control automático de la ganancia), con lo que se logró suprimir el tiempo de ataque, no así el tiempo de restablecimiento, lo cual sigue dejando numerosos espacios muertos que crean otros mecanismos de distorsión. Los nuevos sistemas para solucionar estos problemas ocasionados por el ruido son:

- 1: La compresión adaptativa
- 2: El ASP o AGC multicanal
- 3: El Zeta Noise Blocker

1: La compresión adaptativa

Basados en los conceptos anteriores sobre un método de compresión ideal aparece un sistema capaz de variar el tiempo de restablecimiento aplicándole al mismo una duración diferente en función de las más variadas situaciones de ruido que impacten el micrófono.

Se debe recordar que el tiempo de restablecimiento es aquel que necesita el circuito de compresión para llevar al audífono a su amplificación lineal, cuando ya no se requiere reducción de la ganancia.

Tan pronto como el tiempo de ataque pueda ser minimizado para que no sea perceptible al oído humano (10 mseg.), no producirá efectos apreciables en la audición. Como esto está técnicamente resuelto, ya no es la gran preocupación del tema como lo sigue siendo el tiempo de restablecimiento. Este es mucho más difícil de ser definido. Schweitzer y Gausey (1977) sugieren un tiempo ideal entre 90 y 100 mseg. para lograr la máxima inteligibilidad para monosílabos.

Nabelek y Robinette enuncian mejor discriminación con menor tiempo de restablecimiento (30 a 50 mseg.) y Sun y Sung mencionan una mínima variación del 5% cuando ocho variables de tiempo fueron usadas entre 50 y 500 mseg. Estos ejemplos demuestran que el ideal aún no se ha determinado.

Si se acepta que esto sucede porque el ideal del tiempo de restablecimiento depende de las diferentes situaciones de ruido, para algunas situaciones seguirá siendo preferible un tiempo de restablecimiento corto y para otras, inversamente, largo.

De ahí que los audífonos que, como novedad, permiten ajustar los tiempos de ataque y de restablecimiento no cambiaron en nada los sistemas de compresión fijos, porque en última instancia éstos son también fijados por el audioprotesista.

El sistema de compresión adaptativa ya fue usado desde hace 20 años en los medios radiales para reducir el efecto de interferencias por ruido ambiente en las transmisiones.

Fue G.A. Singer quien en 1950 describió esta tecnología conocida como "dual time constant compression" y recientemente fue aplicada en los audífonos como "compresión adaptativa". Esta consiste en un circuito que produce el cambio automático de la duración del tiempo de restablecimiento de la compresión. La longitud del mismo está controlada como una función de la compresión activada por el input.

Cuanto más corto sea el sonido activador, menor será el tiempo de restablecimiento y viceversa.

En resumen: muchos circuitos permiten fijar los tiempos de ataque y de restablecimiento para una u otra situación de escucha, sin embargo sólo con una compresión adaptativa automática se logrará maximizar la inteligibilidad y la calidad sonora en todas las situaciones.

Algunas estrategias básicas para el equipamiento con audífonos con compresión selectiva, según Harvey Dillon —del Laboratorio Nacional de Acústica en Sidney, Australia— son:

- a) Para baja distorsión y máxima limitación de salida:
 - 1- Alto umbral de compresión
 - 2- Alto rango de compresión
 - 3- Corto tiempo de restablecimiento
 - 4- Control del SPL de salida
- b) Para mantener un nivel máximo de confort:
 - 1- Bajo umbral de compresión
 - 2- Alto rango de compresión
 - 3- Largo tiempo de restablecimiento
 - 4- Control de compresión en el input
- c) Estrecho rango silábico por reclutamiento:
 - 1- Bajo umbral de compresión
 - 2- Estrecho rango de compresión
 - 3- Corto tiempo de restablecimiento
 - 4- Control de compresión del input y del output

2: Sistema ASP o AGC multicanal

El nuevo término de **procesador automático de señales** aparece para describir un revolucionario cambio en los audífonos: la aparición de los circuitos denominados ASP.

¿Qué significa esta sigla?

Automatic Signal Processor o, mejor dicho, Procesador Automático de Señales. El término "procesador" se refiere al tipo de circuito que modifica la amplificación del audífono, decidiendo cuándo amplificar y cuándo suprimir las señales de entrada. El término "automático" significa que todas las modificaciones de nivel son realizadas automáticamente por un circuito electrónico, no siendo función del potenciómetro; y al referirse a las señales involucra todo tipo de ingreso al micrófono, sea música, palabras, ruido, etc. y sus combinaciones.

En estas condiciones, al decir de Mynders (1985), un audífono con ASP hace suaves los ruidos fuertes, fuertes los suaves y cambia la frecuencia de corte en función del incremento del ruido ambiente.

Este sistema ASP fue desarrollado para mantener siempre los niveles de audición para la palabra en una relación de por lo menos 10 dB sobre el ruido, y lograr una buena discriminación en el ruido.

Los audífonos dotados con estos circuitos de compresión dividen el rango de transmisión interna en dos canales, uno para la palabra y el otro para el ruido.

El resultado es, pues, un audífono de dos canales (de ahí lo erróneo de la denominación del sistema como multicanal) el cual se ajusta automáticamente al entorno acústico. La mayor diferencia entre estos nuevos audífonos y la línea tradicional es, pues, que el foco de la transmisión es la palabra en contraposición del ruido ambiente, mientras que una amplificación lineal aumenta todos los sonidos por igual.

Es importante tener en cuenta que los audioprotésistas que habitualmente usan un Master Hearing Aid no podrán adaptar un ASP, salvo que

se use un BTE ASP de control, especialmente diseñado para ese fin, ya que ningún Master actualmente viene equipado para calibrar estos circuitos.

Tampoco será real su evaluación con la Técnica de Carhart, salvo teniendo la precaución de comparar sistemáticamente la discriminación con y sin ruido de fondo.

Se puede también estudiar la ganancia de inserción pero tampoco es ésta la ventaja de este audífono.

La metodología que se impone en cambio es la menos usada en nuestro medio y por eso conviene refrescar:

1. Ajustar el rango de máximo confort con el audífono puesto. Para ello cerrar el control de rango de máximo confort del audífono y con un destornillador moverlo muy lentamente mientras se habla al paciente, hasta que el mismo manifiesta mayor claridad y mejor sonoridad. Cuando este nivel es alcanzado, el audiólogo se retira hasta dos metros del paciente y corrobora nuevamente su confortabilidad.

Una vez lograda esta adaptación del rango de máximo confort, se procederá a:

2. Realizar los tests de discriminación a campo libre.

Es decir que en un ASP el control del rango de máximo confort reemplaza la ganancia, la salida, la compresión y los controles de corte de bajas frecuencias. En cambio no afecta la frecuencia de corte, la que será monitoreada por un circuito interno del audífono.

La compresión en los sistemas ASP es de tipo de entrada por lo que usando los equipos de 2 cc para chequear estos circuitos debe referirse la investigación a las normas ANSI 1979 para audífonos con compresión, reduciendo la señal a 50 dB.

Jorgen Heide, citado por Mynders como el ingeniero que desarrolló este circuito, propone testear la ganancia con 50,60,70,80 y 90 dB de entrada, con lo cual se hará evidente la reducción de la ganancia con el incremento de la entrada.

En resumen:

- * El audífono incrementa o reduce la ganancia eléctricamente; no depende del uso del potenciómetro pero sí de la intensidad del ruido ambiente.

- * El audífono reduce la salida eléctricamente sin depender tampoco del uso de sus controles.

- * El audífono modifica su respuesta de frecuencia cuando el ruido alcanza un nivel predeterminado. O sea que se comporta como un filtro que permite el paso de las altas frecuencias o, dicho en otros términos, frente a un exceso de ruido produce el corte de las frecuencias bajas.

El audífono con ASP, de acuerdo a Drucker, transforma la señal de tal manera que llegue al oído lesionado igual que la no procesada es recibida por un oído sano.

3: Zeta Noise Blocker (ZNB)

Es un componente de audífonos inventado por el doctor en física Daniel Graupe de Universidad de Illinois y desarrollado por Intellitech de Northbrook. Está integrado, dentro de un audífono analógico, entre el preamplificador y el amplificador de salida.

Dicho componente está básicamente dividido en un microcomputador digital a medida y una serie de filtros de diferentes bandas; cada uno con un atenuador variable.

Su funcionamiento se basa en la teoría de que el lenguaje y las señales de ruido tienen características temporales diferentes. El ruido varía lentamente su frecuencia en función de tiempo comparado con el lenguaje que cambia rápidamente.

El microprocesador está programado para conocer las diferencias temporales entre lenguaje y ruido y si este último es identificado; el microprocesador mide su intensidad y su espectro y luego selecciona la atenuación necesaria en cantidad y calidad y acciona los filtros para mantener constante la relación señal-ruido para ese tipo de entorno.

Si, por el contrario, no identifica ruido, el Zeta Noise Blocker continúa monitoreando pasivamente la señal que ingresa al micrófono.

Este sistema presenta ventajas con respecto a las tradicionales técnicas de compresión, pues la "inteligencia" del microcomputador determina permanentemente: cuándo operar, cuáles frecuencias influenciar y cuánta reducción realizar.

El sistema de control de ruido se activará sólo en presencia del mismo, ya que la única habilidad del Zeta es identificar el ruido comenzando su operación de reducción desde 50 a 60 dB SPL dependiendo de la frecuencia, porque para esta intensidad de ruido ambiente, comienzan las dificultades para un hipoacúsico medio o leve.

En cuanto a qué frecuencia influenciar: se debe recordar que un audífono con ASP limita los ruidos de baja frecuencia mientras los AGC comprimen en todas las frecuencias en forma no selectiva. Sin embargo, es muy diferente lo que puede influir en la inteligibilidad un ruido de 300 a 500 Hz o uno de 800 a 1000 Hz; de allí la ventaja de este sistema que no filtra innecesariamente abarcando en algunos casos zonas de palabra, o dejando pasar exceso de ruido en relación con la palabra, lo que sucede cuando el sistema de compresión es prefijado ya sea por la fábrica o por el audiólogo.

¿Cuánta reducción aplicar?

Comparando con personas de audición normal, los hipoacúsicos necesitan una relación de 10 a 15 dB sobre el ruido para comprender el mensaje y esto es absolutamente resuelto con los diferentes atenuadores.

Si bien éste es uno de los mejores recursos de la nueva tecnología, como todo elemento humano este sistema también tiene sus limitaciones tales como:

* El microprocesador necesita de medio segundo para poder recoger datos suficientes que le permitan reconocer el ruido y producir su respuesta. Por ello no está diseñado para proteger al usuario de estampidas, portazos, etc.

- * El consumo es significativamente mayor que en un audífono standard.
- * El componente es relativamente grande lo que lo hace sólo usable en modelos BTE.

C - AUDIFONOS PROGRAMABLES

Se dijo que en este momento, frente a la eclosión de una nueva tecnología lo que hasta hoy fueron equipos analógicos, desde ahora son microprocesadores digitales o mixtos, con o sin mando a distancia.

Se pueden puntualizar estos avances:

En el Congreso Alemán de Munster (1987) y en la convención NHAS de Chicago, USA, los visitantes fueron testigos de la presentación de una multitud de las llamadas "innovaciones". Allí se presentaron entre otras cosas: Un audífono programable que consiste en un pequeño retroauricular (híbrido analógico-digital) que usa un circuito digital para controlar un procesador analógico equipado con un sistema de compresión de dos canales. El usuario puede elegir entre ocho respuestas archivadas en ocho memorias. Este prototipo fue investigado en el departamento de Audiología y Otorrinolaringología del Sahlgrens Hospital y en el departamento de Psicología de la Universidad de Goteborg, Suecia.

Por un lado la investigación versó en las ventajas que los usuarios ya acostumbrados, encontraron en las distintas respuestas de frecuencia para las diferentes situaciones de ruido, con respecto al equipamiento de respuesta fija, clásicamente ofrecido. Por otro lado la investigación buscó coincidencias o desavenencias en los métodos de aplicación de estos audífonos y fundamentalmente en el uso de determinadas fórmulas prescriptivas.

Se mencionará ahora otro sistema revolucionario que desde sus inicios estuvo en nuestro país y esto nos permitió experimentarlo a la par que en todo el mundo.

Durante el Congreso de Audioprotesistas en Wurzburg (1988), se informó por primera vez sobre los ambiciosos planes de producir un audífono programable operado mediante un sistema de control remoto de radio frecuencia.

Un año más tarde, en Hamburgo se presentaban las muestras piloto del nuevo audífono programable y a partir de aquella introducción pasaron aún seis meses más antes de que empezara realmente la producción del sistema. ¿Qué es este sistema?

Es un audífono retroaural absolutamente programable con el que el usuario puede seleccionar entre cuatro programas de audición para diferentes ambientes y acceder luego a ellos por un control remoto o mando a distancia.

Es decir que consta de dos elementos: **un audífono y un control remoto**, que a su vez funciona como un ordenador, con la simple aplicación de una llave de mando. Entre ambos representan 2.230 componentes

capaces de cumplir con 1.500 funciones electrónicas, lo que a las claras muestra su alta complejidad.

El audífono presenta un solo control externo: el interruptor marcha-paro en el portapilas, e interiormente un radioreceptor y un amplificador analógico, o sea que la señal que entra por el micrófono pasa a través de la parte analógica, mientras que una sección digital dirigida desde el mando a distancia controlará los diferentes reglajes.

El control remoto presenta diferentes botones con distintas funciones según esté actuando como ordenador o como mando.

En el primer caso, pulsando cada tecla aparecerá en la mini-pantalla indicadora el número de canal que se programa y, luego, cada función modificable a saber:

- 1- *I.P.A.* (Inverse Presbiacusis adaptation): es un filtro especial de corte de graves con selección de frecuencia de ajuste
- 2- *Corte de bajos*: selecciona la cantidad de corte
- 3- *Corte de agudos*: filtro con selección de frecuencia entre 1.100 y 2.500 Hz
- 4- *Salida máxima*: control con 10 dB de variación
- 5- *Compresión*: 20 decibeles
- 6- *Ganancia máxima*: 64 decibeles con variaciones de 15 dB
- 7- *Bobina inductiva*: de 70 decibeles relativos

El volumen puede ser modificado también desde dos pulsadores que aumentan o disminuyen la intensidad de uno de ambos audífonos, independientemente para el caso de amplificación binaural.

Por fin, las teclas M y T brindan la posibilidad de usar micrófono, teléfono, o ambos a la vez.

El mando envía las órdenes al audífono a través de onda de radio y permite no sólo la calibración o programación que se ha descripto sino la posterior regulación y cambio de un programa a otro desde el bolsillo, la cartera, etc., con la seguridad de que no existe riesgo de interferencia con otros emisores próximos pues cada uno tiene su propio código de identificación y el mando sólo actúa si posee el mismo código.

Dicha programación puede igualmente ser efectuada mediante un ordenador, lo que supone un ahorro de tiempo apreciable y la posibilidad de programar el sistema con las curvas de respuesta pre-registrada en el mismo. Pensando en el futuro desarrollo la misma empresa anuncia la incorporación de ocho programas en un mismo audífono en vez de los cuatro que tiene ahora, ya que solamente implica un nuevo software en el procesador remoto, además de unas modificaciones mecánicas para dejar espacio a las teclas adicionales.

Otro avance será contar con la versión direccional del mismo con un retroauricular super potente; también presentan la posibilidad de un nuevo diseño de control remoto de manera de cambiar el programa automáticamente, según la configuración del ruido ambiental.

D- SISTEMA P.M.C.

Este gran desarrollo de la tecnología digital por un lado y de la miniaturización de los audífonos por el otro, trajo dos problemas que pusieron en nuevos planes de investigación a las fábricas de todo el mundo en su afán de resolver:

a) Cada audífono o serie de audífonos programables exigiría del audioprotesista un equipamiento adecuado y diverso según los programas, lo que significaría una enorme inversión que no parece factible que éstos realicen.

b) Son tan pequeños los formatos ITE que sin un control remoto no se pueden ya maniobrar sus controles en el conducto auditivo externo.

El PMC o computadora multi programable ha venido a solucionar el primer aspecto del problema gracias al acuerdo que han realizado un grupo de compañías para desarrollar audífonos programables respetando un "código de comunicación" con los mismos, mediante la estandarización de una norma internacional. O sea que a través de una "computadora dedicada" se programarán diferentes aparatos pero aún más, diferentes marcas de aparatos.

El PMC (programable multi channel system) consiste en un microprocesador programado para a su vez programar todos los sistemas, mono o multicanal, compatibles.

La unidad de programación usa módulos o software intercambiables para todos los sistemas compatibles y, en el futuro, con sólo agregar nuevos software mantendrá vigente el uso de la máquina mientras las empresas mantengan la filosofía de la estandarización.

Los controles de calibración pueden ser pre-seleccionados usando ocho fórmulas básicas ya incluidas en la memoria, a las que se pueden agregar otras seis propias de cada audioprotesista.

Para permitir la comparación inmediata de los diferentes valores acústicos registrados durante la prueba se pueden usar dieciseis memorias o sea que el paciente podrá volver a "escuchar" todas las opciones probadas y luego elegir la más confortable para dejar como permanente.

El programador PMC, a su vez, puede conectarse a una computadora personal o a una inscriptora a través de una interfase standard RS 232. Las funciones de cada tecla y sus designaciones son idénticas para todos los programas, lo que a su vez permite un fácil entendimiento y una sistemática operación de esta unidad de programación.

Todas las funciones lógicas son absolutamente automáticas y se ejecutan a la sola presión de la tecla. Por ejemplo: presionando una tecla, automáticamente aparecen todos los parámetros del audífono conectado al programador y luego podrán cambiarse el o los parámetros y hasta volver al primero.

E - MANDOS A DISTANCIA

El otro aspecto que se tratará es el campo de los mandos a distancia. Estos pueden ser de diferentes tipos:

- a) ultrasónico
- b) FM o frecuencia modulada
- c) infrarrojo

El que más capacidad de información puede manejar es el último, por ejemplo en los controles de TV o videos se usan hasta 54 funciones y a diferencia del ultrasonido, no molesta a los animales domésticos ni produce interferencias.

Su gran desventaja, en cambio, es que debe haber un enfoque directo del control al sensor, lo que trata de solucionarse con un haz de infrarrojo muy ancho.

Se toma un ejemplo de control por ultrasonido; el que ya se mencionó como líder de control por FM y un tercer ejemplo de control por infrarrojo.

Con el primero se manejan las siguientes funciones: volumen en pasos de 1,5 dB hasta un rango máximo de 45 dB que puede cubrirse en seis segundos. Control de las bajas frecuencias en los ambientes ruidosos mediante una tecla A y, si vuelve a presionarse la misma una segunda vez volverá a restablecerse la respuesta de frecuencia de partida. La tecla B se reserva para extensiones futuras.

Un receptor de ultrasonido está integrado en el audífono controlado, el cual es tan pequeño que no ha necesitado modificar prácticamente el tamaño del audífono, inclusive en el ITE.

El segundo se basa en la técnica digital moderna RC5 (sistema normalizado y de múltiples aplicaciones que se emplea ampliamente en todo tipo de productos electrónicos). El tren de impulsos digital, de catorce dígitos binarios que lleva el aparato ofrece amplia capacidad para una identificación original del sistema, para anular completamente los efectos de "mando cruzado" de otros dispositivos.

Su gran capacidad permite hasta 64 funciones.

Hay un modelo que ofrece regulación de 10 funciones, en tanto que el otro modelo lleva un transmisor de 5 funciones. El portapilas acepta tres pilas 675 de mercurio con suficiente duración para un año de uso.

Presenta un selector triple (H1; H2; H3 ó HH1; HH2; HH3) para regulación del tono por parte del audioprotesista, y las teclas a disposición del usuario para regulación de respuesta de frecuencia, volumen, micrófono, teléfono o ambos.

F - AUDIFONOS IMPLANTABLES

A pesar de que están aún en una etapa experimental, los instrumentos auditivos implantables de oído medio aparecen como elementos de promisorio futuro.

Jun-Ichi Suzuki, del Departamento de Otorrinolaringología de la Universidad de Tokio, inició en 1978 un proyecto de investigación de 5 años, para desarrollar un implante de oído medio.

La figura 13.1 muestra el esquema de un dispositivo de implante parcial de oído medio.

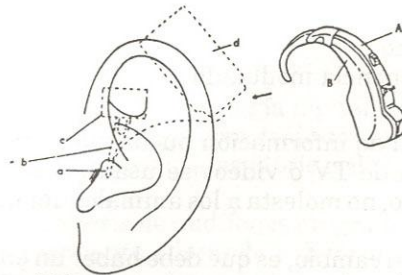


Figura 13-1= Partes interna y externa de un IOM parcial

El vibrador (a) es de cerámica bimorfa y está sostenido por un soporte (b) y una placa de anclaje (c); este vibrador se coloca y se fija en la cabeza o en la platina del estribo. Las señales sonoras son transmitidas al vibrador por inducción (d) y del conductor externo con forma de audífono retroauricular normal que como tal presenta un micrófono, un amplificador, un conductor de inducción, una batería y un magneto para asegurar su conexión correcta. "B" es el control ajustable para fijar la parte externa en el punto de inducción óptimo.

El funcionamiento es simple: el vibrador (a) transforma las señales eléctricas en vibraciones del estribo y de allí se transmiten al oído interno. El implante de oído medio permite una mayor transferencia de energía en las frecuencias agudas (por encima de 4.000 Hz) que el oído humano, y al tener alta fidelidad y mínima realimentación acústica los pacientes implantados lo han considerado superior al audífono convencional.

La figura 13.2 muestra la diferencia entre la ganancia funcional lograda con un implante de oído medio y con un audífono en una hipoacusia de 65 dB (Suzuki, 1988).

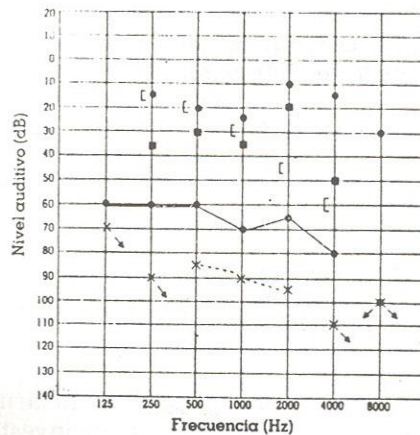


Figura 13-2= Audiograma del oído derecho (O) y del izquierdo (X) de un paciente antes de la colocación del IOM parcial

- Umbrales auditivos con un instrumento auditivo convencional
- Umbrales auditivos con el IOM parcial

Frente a esta promisorio realidad se puede decir que los que han de beneficiarse con este nuevo avance científico serán los portadores de otitis media crónicas, anomalías de oído o microtia con atresia del conducto auditivo externo, etc.

Es decir que los pacientes con niveles de vía ósea entre 20 y 40 dB en las bajas frecuencias y hasta 50 dB en 2.000 y 4.000 Hz pueden ser candidatos para un implante de oído medio parcial.

En la mayoría de los casos se realiza primero una timpanoplastia y 6 ó 12 meses más tarde la implantación. Es importante la correcta fijación de la punta del vibrador exactamente en la cabeza o en la platina del estribo e ir registrando las respuestas auditivas en el tronco cerebral (ABR) mediante un generador de inducción adosado al conductor de la parte interna. La parte externa se adosa después de la cicatrización de la incisión o sea en 3 ó 4 semanas.

Una vez en marcha todo el sistema no es necesario ningún entrenamiento o rehabilitación especial, lo que lo diferencia del implante coclear.

Con la aprobación para el uso clínico de los implantes de oído medio parciales se logrará fortificar el desarrollo de otros planes como futuras investigaciones ya propuestas para el implante de oído medio total, el que ya se ha probado y asegura no sólo mayor ganancia sino un mejoramiento de la adaptación en su totalidad.

IMPLANTES COCLEARES

El implante coclear es un aparato formado por un dispositivo implantado intraauricularmente, y un procesador externo que permite transducir la señal acústica en eléctrica para estimular el nervio auditivo.

La meta principal del desarrollo de los implantes cocleares es la restauración de la audición en sujetos profundamente sordos que aún tienen poblaciones de neuronas para hacerlo.

El implante coclear no es un dispositivo de investigación ya que muchos años de experiencia clínica han permitido desarrollar diferentes programas prácticos para escoger los pacientes, ajustar el aparato, enseñar a los pacientes su empleo y valorar los resultados. Pero aún así existe el problema de que se desconoce la cantidad de tejido nervioso necesario para su funcionamiento, o si el número de fibras viables del octavo par está en relación con la variabilidad de respuesta post implante. Por otro lado, también está aún en estudio la forma en que la corriente eléctrica fluye por el caracol. A pesar de ello, el implante coclear está funcionando con corriente eléctrica.

Como ya se dijo, el implante coclear es un transductor que cambia señales acústicas en eléctricas para estimular el nervio auditivo. Estas señales se logran procesar gracias a:

1. amplificación del nivel de la señal
2. compresión de la señal a los límites de la estimulación
3. filtrado de la señal para adaptarla a los requerimientos nerviosos
4. codificación de la información para ser transmitida al receptor implantado

1. Amplificación

Como su nombre lo indica es la diferencia en intensidad lograda entre el nivel de la señal de entrada y el de la de salida.

2. Compresión

El rango electrodinámico del implantado, o sea el voltaje desde el umbral hasta la máxima intensidad sonora, está limitado a 10-25 dB. Por la gran diferencia que hay entre los rangos acústicos y electrodinámicos, la señal acústica debe comprimirse.

Hay muchas formas para lograr esta compresión, aunque la más utilizada es el circuito automático AGC.

3. Filtrado

El espectro de frecuencia de interés va de 100 Hz a 4.000 Hz.

El filtrado debe efectuarse para:

- eliminar frecuencias que no aporten información útil
- el espectro de frecuencias puede dividirse en bandas separadas y así los canales de información pueden ser procesados independientemente.

Así las diferentes bandas de frecuencia son amplificadas en forma diferente, de manera que las amplitudes relativas de cada banda se ajustan para la transferencia máxima de información.

Los filtros, entonces, se utilizan para extraer algunas características fónicas que dependen de la frecuencia, o sea ciertas formantes de la palabra. En términos generales, son interesantes la frecuencia fundamental (FO) que es baja, entre los 100 y 200 Hz, la F1 que va entre los 200 y 1.200 Hz y la F2 de 550 a 3.500 Hz.

Los procesadores de señales que se usan en esta técnica de filtrado se denominan extracción de rangos.

Hay tres tipos de filtros básicos:

- pasa alto
- pasa bajo
- pasa banda

4: Codificación

Las señales procesadas, deben codificarse para poder ser transmitidas al receptor implantado. La codificación debe conservar la información procesada y proporcionarle un medio para que llegue a los electrodos y estimule el nervio auditivo.

La señal que recibe el procesador es analógica sin escalonamientos netos de la onda. Así la primera clase de codificación general conserva esta analogía y la usa para modular una señal de radiofrecuencia que será transmitida al receptor.

Otra forma de codificación consistirá en transformar las señales analógicas en digitales.

Teniendo así aclarados los datos y conceptos generales de electrónica en

los implantes cocleares se puede describir esquemáticamente sus componentes básicos, aclarando que sólo puede presentarse en forma muy general y sin atenerse a las diferencias que cada modelo o cada marca proponen.

Para ello se debe tomar como base las cuatro etapas del procesamiento de las señales acústicas y su conducción:

- 1º Codificación
- 2º Generación del estímulo - estímulos
- 3º Transmisión a través de la piel
- 4º Llegada del estímulo al nervio

Opciones del procesador básico (fig. 13-3)

El procesador es el encargado de transformar señales acústicas en estímulos eléctricos. Consta de varios componentes:

- 1º Codificador
- 2º Impulsores de electrodos
 - onda estimulante
 - tipo de estímulos
- 3º Sistema de transmisión de la señal del procesador a los electrodos
 - enchufe percutáneo
 - transmisión transcutánea

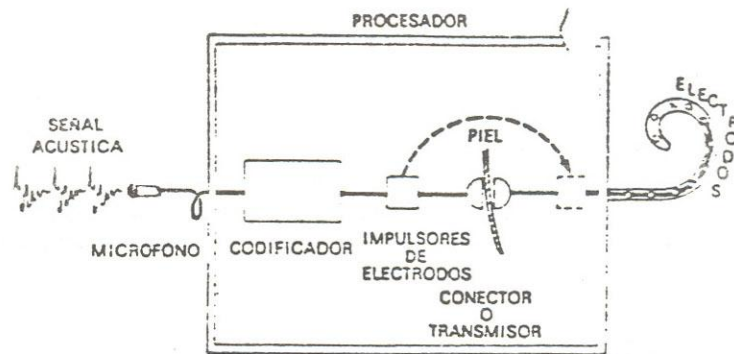


Figura 13-3 = Esquema de los componentes funcionales de una prótesis coclear

Codificador

Este realiza la reorganización de los estímulos acústicos de entrada. La codificación de la información acústica en un sistema auditivo normal está dada por la organización tonotópica coclear. Estudios psicoacústicos han determinado que con 10 canales espaciados logarítmicamente se logra establecer un código tonotópicamente útil en la realidad. Si se toma como base el procedimiento de extracción de caracteres se debe tener en cuenta

que no son los formantes en sí, sino el patrón que asumen (las posiciones relativas de las formantes, unas respecto de las otras), lo que constituye el elemento importante para la discriminación de la palabra hablada.

Se ve que las formas de codificación rara vez se aplican en forma pura y completa, ya que se combinan en un sistema analógico cada uno fisiológico, donde la señal audiológica se divide en sus bandas de frecuencia, las que se envían a un par de electrodos individuales, situados en el punto exacto de la cóclea en referencia a la frecuencia. Las señales de más alta frecuencia se asignan a los electrodos ubicados en un punto más basal de la cóclea, mientras que las de menor frecuencia se encuentran en zonas más apicales.

Impulsores de electrodos

Se debe considerar:

1. LA ONDA ESTIMULANTE
2. TIPO DE ESTIMULO

En la actualidad se utilizan tres tipos básicos de estimulación ondulatoria:

- ANALOGICO - variable
- PULSATIL - pulsos bifásicos de carga balanceada
- PORTADORES MODULADOS - senoide de frecuencia constante modulado por la amplitud.

Sistema de transmisión

El sistema de transmisión transcutánea está formado por un receptor implantado debajo de la piel y un impulsor de radiofrecuencia por fuera de la misma unido por imanes. Estos últimos pueden ser pasivos o activos. Los pasivos constan de una bobina externa que induce corriente en otra en el plano subcutáneo, mientras que los activos presentan a nivel subcutáneo una unidad electrónica sellada que se controla y acciona por un transmisor externo.

Electrodos

Existen dos configuraciones generales de electrodos:

- MONOPOLARES
- BIPOLARES

Ambos casos necesitan por lo menos dos electrodos por canal, pero en el caso del monopolar el electrodo activo está más cerca del nervio, que el de retorno a tierra; o sea que quedan muy separados con respecto al bipolar que están juntos y en puntos equidistantes del nervio que se desea estimular. También se utilizan tipos multipolares de tres o más electrodos para controlar la dispersión de la corriente. Como se sabe la corriente de estimulación depende del voltaje entre el par de electrodos. En el caso de la estimulación coclear, los electrodos monopolares estimulan una pobla-

ción mayor de nervios con niveles de corriente menores que los que se necesitarían con electrodos bipolares, en cambio éstos son capaces de estimular poblaciones “discretas” o precisas del nervio auditivo.

Las configuraciones de electrodos que se utilizan en implantes se dividen en:

- a) ELECTRODOS DE UN SOLO CANAL
- b) ELECTRODOS DE MÚLTIPLES CANALES que pueden ubicarse en ESPIRAS, sitios extracocleares o modiolos (sólo multicanales).

Diferentes sistemas de implantes cocleares

Como muestra la matriz en la figura 13-4, y como ya se ha ido aclarando, hoy en día se dispone de muchos y muy diferentes sistemas implantables, los que se utilizan según el caso a equipar.

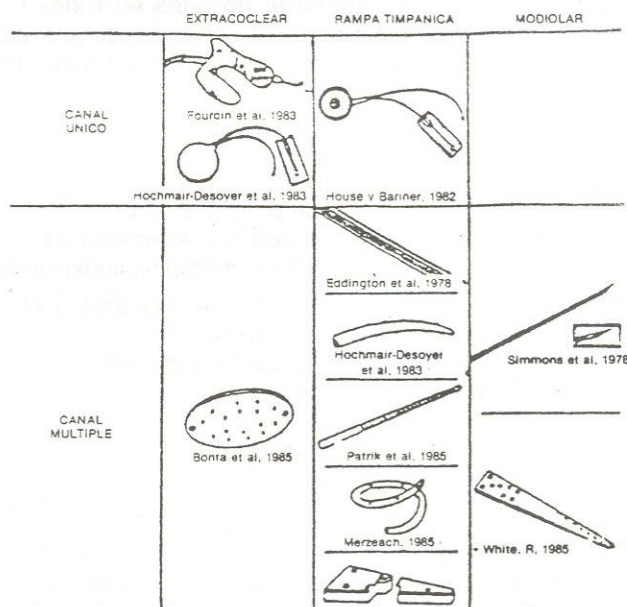


Figura 13-4 = Diseños de implante coclear dispuestos en una matriz ad hoc

Se dispone de sistemas monocanales así como de canales múltiples. Ambos pueden ser implantados a nivel extra-coclear, intra-coclear o combinando algunos de éstos en un mismo aparato.

Por otra parte cabe destacar que no sólo éstas son las diferencias entre los sistemas y modelos, sino que cada electrodo o grupo de electrodos implantables dentro o fuera de la cóclea funciona según el programa creado por ese sistema particular para lograr la estimulación del nervio auditivo.

Hoy en día no sólo se está trabajando a nivel coclear o extracoclear con placas insertadas en cóclea, sino que se están implantando electrodos a

nivel del nacimiento del nervio auditivo llegando hasta los centros auditivos del tronco cerebral.

¿Qué resultados se observan en el paciente implantado coclear?

Como se sabe el implante coclear está indicado para pacientes profundamente sordos de nacimiento o que han perdido recientemente su audición.

Así, el candidato a ser implantado presentará un perfil audiométrico con uno o dos tonos de resto auditivo o directamente anacusico siempre bilateral.

Una vez implantado este perfil se modificará totalmente ubicándose dentro del rango de niveles conversacionales, lo que le permitirá al paciente no sólo su inserción en un mundo sonoro sino también mejorar su comunicación interpersonal sin dejar de ayudarse con la lectura labial, ya que la sensación lograda con el implante no llega en todos los casos a permitirle deshacerse de su entrenamiento visual aunque, en muchos casos lleguen a hablar por teléfono demostrando gran adaptación y aprovechamiento de la prótesis.

G - AUDIFONOS VIBROTACTILES

Este aparato también está diseñado para los casos de sorderas muy profundas que no obtienen mejoría con audífonos convencionales.

En general con pocas variantes entre los modelos, constan de:

- Un micrófono sujetable con técnica de grabación esférica, el que puede ser directamente ajustable en el aparato.
- Una unidad amplificadora cuadrangular (8,5 cm de lado) que funciona a pilas o acumuladores NiCd, con lo cual logra una independencia de uso de 20 a 24 horas en el primer caso y sólo 8 horas en el segundo.
- Un vibrador que se sujeta en la muñeca como reloj pulsera.

De esta manera el aparato transforma sonidos de todo tipo tales como lenguaje, ruidos, música, etc., en vibraciones sensitivas que, mediante un vibrador que se asemeja a un reloj pulsera, pueden ser percibidos en la muñeca. Los sonidos de más alta frecuencia que se hallan fuera del rango del equipo, son accionados electrónicamente y transformados en señales perceptibles. Gracias a este subterfugio, fonemas como "F" pueden ser "escuchados" por el usuario.

A diferencia de los modelos anteriores, los actuales han reducido tanto su tamaño que pueden ser llevados en un bolsillo o en una cartera y comunicarse, aún a distancias mayores, gracias a su receptor de FM o infrarrojo, lo que lo hace accesible aún en medio ambientes cargados de interferencias.

Es importante la posibilidad de acoplarlo, mediante un cable de conexión a equipos de audio, etc., con lo que el sordo tiene acceso a una comunicación más completa que la labio lectura.

Así también con el entrenamiento posterior, logrará reconocer los

fonemas confundibles por labio lectura, teniendo en cuenta sus diferencias perceptivas (por ejemplo: N y T).

También la percepción de la prosodia es posible y con ello se clarifica en forma muy evidente el lenguaje; tanto del sordo que habla como para su acto de "escuchar".

Se ha hecho una breve reseña de los nuevos elementos con los que cada día asombra la industria de las audioprótesis, de la informática puesta al servicio de la electrónica médica y de la excelencia de materiales para uso audiológico.

En todo el capítulo se ha hecho referencia indistintamente, al audiólogo, como especialista en el vasto campo de la audiolología (y los audífonos y más aún el equipamiento protésico lo integran); al fonoaudiólogo: título netamente argentino que reconoce al especialista en trastornos de la voz, la palabra, el lenguaje y la audición, y las audioprótesis juegan un rol fundamental en la rehabilitación de la sordera; pero también surge la figura del audioprotesista: especialista como su nombre claramente lo indica en selección y adaptación de prótesis auditivas; figura que existe en países europeos.

Muy claramente se ha visto que los conocimientos necesarios para abarcar este campo se han modificado tan sustancialmente que sin una preparación actualizada y especializada, ningún profesional puede, o mejor dicho, debe realizar una indicación.

Este es el motivo por el que se debe luchar por avanzar más rápido imitando el empuje de la técnica para caminar en dos direcciones.

El médico debe conocer que un audífono no es más que un simple amplificador, como un complejo equipo de audio ya no es una vitrola y olvidar aquella expresión desoladora para las personas que, sin una real patología, consultan porque ya no escuchan tan claro al cabo de los años; eso de: "esto es normal para los 40, 50, 60, etc."

El otro camino es la formación de profesionales muy capacitados y muy bien equipados para estar a la altura de este avance que prácticamente ha cambiado el enfoque de la especialidad, la que sin perder de vista los aspectos del orden clínico audiológico necesarios, pero que no varían con los años, quizás se amplían en algún sentido; se debe formar un fonoaudiólogo dedicado al conocimiento de la informática, de la física y de la electrónica, básicas para el dominio del manejo y calibración de los nuevos modelos programables tanto en los audífonos como en los implantes.

El saneamiento de los planes de estudio es realmente la primera necesidad para las nuevas generaciones; pero los que ya están han de acceder a cursos de especialización de post grado para que sea realidad esa necesidad de que cada uno haga quizás menos cosas, pero las haga mejor, para solución de todos.

Pero mucho cuidado con que los grandes entusiasmos hagan caer en un tecnicismo absoluto; no; ése es el campo de la ingeniería y de la electrónica; su función es la rehabilitación y si se aparta de ella, de nada vale toda la ciencia y la técnica juntas y en manos expertas si no se alcanza el cometido final... rehabilitar es ayudar y encauzar a quien padece una discapacidad a

que sea o siga siendo un ser integral en cuerpo y alma, de una sociedad.

Si se olvida de la adaptación al uso de la prótesis y del adiestramiento o reeducación auditivos cuando no, la educación auditiva desde su inicio; por mejor prototización lograda desde el punto de vista acústico; no sería en nada una real audición porque de oír a escuchar, a discriminar y a comprender hay un largo camino que andar y ésta es también su responsabilidad.

Oír es maravilloso, volver a oír es la ilusión de quienes acuden al fonoaudiólogo en su desesperanza.

Se les debe ayudar.

BIBLIOGRAFIA

Bayley, P. (1983). Hearing for speech: The information transmitted in normal and impaired hearing. En Lutman, M. E., Haggard, M.P., (eds): **Hearing Science and Hearing Disorders**. London (Inglaterra), Academic Press, 1-34.

Clínicas otorrinolaringológicas de Norteamérica. Implantes Cocleares. vol. 2/1986. Ed. Interamericana.

Dorman, M.F. y cols. (1985). Phonetic identification by elderly normal and hearing impaired listeners. **J.Acoust. Soc. Am.**, 78:58.

Engelbreton, A.M, Morley, M. E. y Popelka, G. R.. (1987). Development of an ear-level digital hearing aid and computer-assisted fitting procedure. An interim report. **J. Rehabil. Res. Dev.**, 24 (4), 55-64.

Franks, J. R. (1978). En Yanick, P. y Freifeld, S. F. (eds): **The Application of Signal Processing Concepts to Hearing Aids**. New York (EE.UU.): Grune and Stratton.

Graupe, D.; Grosspietsch, J. K. y Taylor, R. T. (1986). A self adaptive noise filtering system. **Hear Instrum.**, 37 (9): 29-34; 37 (10): 46-50.

House Ear Institute (1986). Cochlear Implant Training Sessions.

House, W. F. y col. (1982). Cochlear Implants: progress and perspective. **Ann Otol. Rhinol Laryngol**, 91 (supl.91), 1-124.

Johnson, J. S. y Schnier, W. (1988). Programmability, multiple memories and expert system. **Hear. Instruments**, 4:24-26.

Katz, J. (1982). **Handbook of Clinical Audiology**. Baltimore (EE.UU.): Williams & Wilkins.

Kiang, N. Y. S. y cols. (1984). Artificial stimulation of the auditory system. En Keidel, W. D. y Finkenzeller, P. (eds): **Artificial auditory stimulation theories**. Basilea (Suiza): Karger-Verlag, 6-17.

Levitt, H. (1987). Digital hearing aids: A tutorial review. **J. Rehabil. Res. Dev.**, 24 (4), 7-20.

Liden, G. y cols. (1985). Clinical results with bone anchored hearing aids. En Myers, E.: **New dimensions in ORL**. Amsterdam (Holanda): Excerpta Médica, vol. II, 250-1.

Mangold, S. (1982). Programmable hearing aid. En Raviv, J. (ed.): **Use of computers in aiding the disabled**. North Holland: Publishing Co., 135-146.

Mangold, S. y cols. (1981). Blind Test evaluation of multichannel compression in a wearable programmable hearing aid versus a conventional aid. En: **Wearable programmable hearing aid with multichannel compression**. Technical report nº 113, Chalmers Tekniska Hogskola. Goteborg (Suecia).

Mangold, S. y Leijon, A. (1989). A programmable hearing aid with multichannel compression. **Scand. Audiol.**, 13, 121-126.

Mynders, J. (1985). Fitting Automatic Signal Processor Hearing Aids. **Hear. J.**, vol 38, Nº 10, 27-35.

Rupp, R.; Stockdell, K.: **Speech protocols in Audiology**. New York (EE.UU.): Grune and Stratton.

Schweitzer, H. C.; Gausoy, G. D. (1977). The relative importance of recovery time in compression hearing aids. **Audiol.** 16:61-72.

Summerfield, A. Q. (1983). Percepción del lenguaje audiovisual, labiolectura y estimulación artificial. En Lutman, M. E. y Haggard, M. P. (eds): **Hearing Science and Hearing Disorders**. London Academic Press, 131-182.

Sung, R. J. y Sung, G. S. (1982). Compression amplification. Its effects in speech intelligibility in noise. **Hear Aid J.**, 20-24.

Suzuki, J. (1988). Middle ear implant: implantable hearing aids. **Advances in Audiology**. Basilea (Suiza): S. Karger A.G., vol 4.

Tyler, R. y cols. (1982). Psychoacoustic and phonetic temporal processing in normal and hearing-impaired listeners. **J. Acoust. Soc. Am.**, 73:740-752.

Yanagihara, N. y cols. (1987). Implantable hearing aid: report of the first human applications. **Otolaryngol. Head Neck Surg.**, 113:86-92.

AUDIOPROTESIS

Dr. Yankel Pasik y colaboradores

Hemos enfrentado a la discapacidad auditiva por medios clínicos, quirúrgicos y de rehabilitación.

Este libro encara, dentro de esta última disciplina, una forma de solucionar los trastornos que produce la hipoacusia: adaptar un elemento amplificador electroacústico a un enfermo con pérdida auditiva.

La publicación va dirigida a todos los que de una forma u otra intervienen en este apasionante tema: médicos, fonaudiólogos, profesores de sordos, ingenieros y, fundamentalmente, a aquellos que dan sus primeros pasos en esta especialización.

En esencia es un resumen de los cursos y clases que se han dado en la M.A.S. a lo largo de los años, donde germinó, también en años, la idea de esta obra que reúne a un grupo de buenos amigos y colaboradores que tuvieron la gentileza de acompañarme.

Debemos recordar a todos aquellos que nos precedieron en los primeros tiempos del estudio del difícil tema de los audífonos. Prefiero no hacer nombres para no caer en la ingratitud de algún olvido, pero todos tienen nuestro agradecimiento por haber despertado en nosotros una tan loable inquietud por una rama de la ciencia hoy muy joven: la adaptación de audioprótesis.

Y.P.

ISBN 950-02-0311-1



9

789500 203111



EL ATENEO

1216